

**Zusammenhang der dynamischen Kniegelenksstabilität mit der
Oberkörperkontrolle und der hüftumgebenden Muskelkraft**

**Association of dynamic knee stability with trunk control
and force of hip muscles**

Vom Fachbereich Sozialwissenschaften
der Technischen Universität Kaiserslautern
zur Verleihung des akademischen Grades
Doktor der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.)
genehmigte

D i s s e r t a t i o n

vorgelegt von
Monika Pauls

Tag der Disputation:	20. Oktober 2020
Dekan:	Prof. Dr. Michael Fröhlich
Vorsitzende:	Prof. Dr. Karen Joisten
Gutachter:	1. Prof. Dr. Arne Güllich 2. Prof. Dr. Michael Fröhlich

D 386
Oktober 2020

Danksagung

Ich danke herzlichst meinem Doktorvater, Prof. Dr. Arne Güllich, der mich während meines wissenschaftlichen Werdegangs und insbesondere im Rahmen dieser Arbeit unterstützt und das Promotionsprojekt mit fachlichen Anregungen bereichert hat. Weiterhin danke ich Prof. Dr. Michael Fröhlich, der für fachliche Fragen stets zur Verfügung stand und das sportwissenschaftliche Bewegungslabor als auch die finanziellen Mittel zur Umsetzung der Studie bereitstellte.

Außerdem gilt mein Dank meinen KollegInnen vom Fachgebiet Sportwissenschaft der TU Kaiserslautern sowie meinem ehemaligen Kollegen Christoph Zangerl (OSP Freiburg), den ich auf menschlicher Ebene sehr schätze und der die Zeit im Labor angenehmer machte. Für sein hohes Engagement und die gute Zusammenarbeit danke ich weiterhin Sérgio Oliveira (Judotrainer, OSP Berlin).

Besonders bedanken möchte ich mich bei den bereitwilligen Studienteilnehmenden und den ehemaligen Studenten Georg Ebel, Andreas Stark und Oliver Schmidtgen für die hilfreiche Unterstützung bei der Durchführung der experimentellen Studie.

Ein herzliches Dankeschön gilt meiner Familie und meinen Freunden, die mir in dieser besonderen Zeit auf vielfältige Weise zur Seite standen und immer aufmunternde Worte für mich parat hatten.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	III
Abbildungsverzeichnis.....	V
Tabellenverzeichnis.....	IX
Begriffserklärungen / Lagebezeichnungen	XIII
Zusammenfassung	XV
Abstract	XVII
1 Einleitung.....	1
1.1 Definition Stabilität	3
1.2 Anatomie und Funktion	10
1.2.1 Das Kniegelenk.....	11
1.2.2 Das Becken und das Hüftgelenk.....	17
1.2.3 Der Oberkörper	23
2 Forschungsstand	33
2.1 Biomechanische Messverfahren.....	33
2.1.1 Kinematik und Kinemetrie	33
2.1.2 Dynamik und Dynamometrie.....	36
2.1.3 Elektromyographie	38
2.2 Verletzungsmechanismus bei dynamischen Bewegungen	41
2.3 Leistungsfähigkeit.....	59
3 Fragestellung.....	67
4 Methodik	73
4.1 Probanden	73
4.2 Messverfahren	74
4.2.1 Kinematik.....	74
4.2.2 Dynamik.....	79
4.2.3 EMG	80
4.3 Datenerhebung.....	81
4.4 Datenanalyse.....	86
5 Ergebnisse.....	89
5.1 Biomechanische Belastungsstruktur, Sprungleistung und neuromuskuläre Aktivierung im Oberkörper (Ko-Kontraktion) bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben	89
5.1.1 Zusammenhänge zwischen Kniekinematik und -kinetik in 3D	89
5.1.2 Variation zwischen Bewegungsaufgaben und Fall- bzw. Sprungdistanzen	90

5.1.3	Variation zwischen verschiedenen Untergrundbedingungen (stabil / instabil)	104
5.1.4	Variation zwischen Geschlechts- und Sportartgruppierungen	112
5.2	Zusammenhänge der dynamischen Kniegelenksstabilität mit Oberkörperkinematik und neuromuskulärer Aktivität im Oberkörper – Hüftkinematik und -kinetik.....	129
5.2.1	Ausprägung der neuromuskulären Aktivierung im Oberkörper (Ko-Kontraktion).....	129
5.2.2	Multivariate Zusammenhänge Oberkörper (Kinematik, Aktivierung) – Hüfte (Kinematik, Kinetik) – Kniestabilität (Kinematik, Kinetik)	138
5.2.3	Einfluss der hüftumgebenden Muskelkraft auf den Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und Kniestabilität	160
6	Diskussion	163
6.1	Biomechanische Belastungsstruktur bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben	163
6.2	Sprungleistung.....	171
6.3	Effekt der Oberkörperkontrolle auf die Kniestabilität.....	171
6.4	Non-lineare Prädiktoreffekte auf die Kniestabilität bei unilateralem Drop Jump und Side Jump.....	178
6.5	Effekt der Hüfte auf die Kniestabilität.....	179
6.6	Methodenkritische Reflexion.....	181
7	Zusammenfassung und Ausblick	187
	Literaturverzeichnis.....	195
	Anhang	213

Abkürzungsverzeichnis

1 RM	Einerwiederholungsmaximum / one repetition maximum
AIM	automatic identification of markers
AM	anteromedial
AO	anatomische Orientierungspunkte
APA	antizipative Gleichgewichtsadjustments (anticipatory postural adjustments)
BB	beidbeinig / bilateral
BDP	Berufsverband Deutscher Psychologinnen und Psychologen
BRK	Bodenreaktionskraft
CoM	Massenschwerpunkt (center of mass)
CoP	Druckmittelpunkt (center of pressure)
DGP	Deutsche Gesellschaft für Psychologie
DJ	Drop Jump
DMS	Dehnmessstreifen
DVZ	Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus
EB	einbeinig / unilateral
EBS	einbeinige Landung, Drop Landing
EMG	Elektromyographie
ES	musculus erector spinae
F_{\max}	Maximalkraft
GMax	musculus gluteus maximus
GMed	musculus gluteus medius
HKB	hinteres Kreuzband
IMU	Trägheitsmesseinheit (inertial measurement unit)
RMS	quadratischer Mittelwert (root mean square)
KMP	Kraftmessplatte
tKVM _{max}	Zeitpunkt maximales Knieabduktionsmoment
LBH	Kreuzschmerzen (low back pain)
Lig. / Ligg.	Band / Bänder (ligamentum / ligamenta)
LKB	laterales Kollateralband / äußeres Seitenband
LPHC	Lendenwirbelsäulen-Becken-Hüft-Komplex (lumbopelvic-hip-complex)
LWS	Lendenwirbelsäule
M	musculus
MM	medialer Meniskus
MKB	mediales Kollateralband / inneres Seitenband
mod.	modifiziert
N	Newton
Nm	Newtonmeter
OA	Osteoarthritis
PL	posterolateral
SJ	lateral reaktiver Sprung / Side Jump
SW _{max}	maximale Sprungweite
VKB / ACL	vorderes Kreuzband / anterior cruciate ligament
QF	musculus quadriceps femoris
ZNS	Zentralnervensystem

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.	Beteiligte Strukturen innerhalb von 3482 internen Knieverletzungen von insgesamt 7769 Knieverletzungen (eigene Darstellung; Quelle: Majewski et al., 2006, S. 185).....	1
Abb. 2.	Anteil der Individuen mit radiographischer Osteoarthritis (OA) über die Zeit nach einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes (ACL) oder einer rekonstruktiven Operation. Jeder Datenpunkt repräsentiert einen Datensatz aus 1 von 127 Einzelpublikationen. Grenzwert für das Vorhandensein einer OA liegt bei 0,84 (mod. nach Lohmander et al., 2007, S. 1760)	2
Abb. 3.	Zusammenhang zwischen Kraftproduktion und Stabilität. Stabilität als Ergebnis der Muskelmasse (kontraktilen Potential) und ihrer Aktivierung durch das Zentralnervensystem (ZNS) (Nutzung dieses Potentials). Eine Krafttraining führt zu einer Verbesserung auf neuronaler Ebene und in der Kraftproduktion. Pfeile zeigen die Wirkungsrichtung an, wobei durchgezogene Pfeile (→) einen direkten und gestrichelte Pfeile (---) einen indirekten Zusammenhang kennzeichnen. Doppelpfeile (↔) stehen für eine wechselseitige Beziehung (mod. nach Wirth et al., 2017, S. 402).....	4
Abb. 4.	Intrinsische Einflussfaktoren auf die funktionelle Kniegelenksstabilität (mod. nach Richter, 2009, S. 23).....	6
Abb. 5.	Rechtes Kniegelenk von vorne (mit heruntergeklappter Patella) und von hinten (mod. nach Schünke et al., 2007, S. 438)	11
Abb. 6.	Lageveränderung der Menisken bei Knieflexion (mod. nach Schünke et al., 2007, S. 441)	12
Abb. 7.	Knöcherner Aufbau des Beckens und des Hüftgelenks (aus der Fünten et al., 2013, S. 113)	18
Abb. 8.	Ober- und Unterschenkelmuskulatur a: von vorne; b: von hinten (aus der Fünten et al., 2013, S. 115).....	20
Abb. 9.	Bandapparat der Wirbelsäule (aus der Fünten et al., 2013, S. 104)	25
Abb. 10.	Übersicht des medialen und lateralen Trakts der Rückenstrecker (eigene Darstellung) ..	27
Abb. 11.	Oberflächliche Rückenmuskulatur (aus der Fünten et al., 2013, S. 107)	30
Abb. 12.	Oberflächliche Brustwand- und Bauchmuskulatur (aus der Fünten et al., 2013, S. 108) .	31
Abb. 13.	Teilgebiete der Mechanik.....	33
Abb. 14.	Abschätzung der Gelenkdynamik aus Messungen der Kinematik und Bodenreaktionskräften (BRK) durch kinematische und dynamische Modellierung sowie inertielle Parameter (inverser Dynamikansatz). Die alternative Schätzung der externen Gelenkmomente aus Kinematik und BRK ist ebenfalls dargestellt. AO = anatomische Orientierungspunkte (in Anlehnung an Camomilla et al., 2017, S. 2)	35
Abb. 15.	Testperson auf der Kraftmessplatte (graue Fläche). Darstellung des Kraftvektors als vertikaler Pfeil (rot) und des Koordinatensystems (x, y, z). Separat dargestellt sind die zugehörigen Kraftverläufe (F_x , F_y , F_z) über die Zeit sowie Kraftwerte (Force), Moment und Druckmittelpunkt (COP) zum Zeitpunkt F_z Maximum (vertikale Linie, lila).....	37
Abb. 16.	Roh-EMG des M. vastus lateralis eines unilateralen DJs (links), gefiltertes und gemitteltes EMG dreier Versuche einer Testperson zur Bodenkontaktzeit (rechts).....	40
Abb. 17.	Übersicht der Risikofaktoren von Kniegelenksverletzungen. BK = Bodenkontakt; BRK = Bodenreaktionskraft; QF = M. quadriceps femoris; CoP = Center of Pressure / Druckmittelpunkt; d. = des; DJ = Drop Jump; ↑ = erhöht; ↓ = niedriger; → = führt zu; † = gestört	45
Abb. 18.	Kraft des Quadrizeps und der ischiocruralen Muskulatur (Hamstrings) bei Mädchen und Jungen in Abhängigkeit des Reifegrades (Ahmad et al., 2006, S. 372)	50

Abb. 19. Durchschnittliche VKB-Belastung (ACL Strain) abhängig von der Muskelaktivität und Ko-Kontraktion a: des M. gastrocnemius und M. quadriceps femoris; b: des M. gastrocnemius und der Hamstrings (Fleming et al., 2001, S. 1181).....	51
Abb. 20. Einsatz von Bewegungsanalysesystemen bei lateralen reaktiven Sprüngen (mod. nach Pauls, 2014, S. 35).....	60
Abb. 21. Aufbau des Labors mit Equipment. IOR = <i>Instituti Ortopedici Rizzoli</i>	76
Abb. 22. Dynamisches Marker-Modell am Probanden. Ansicht von a: vorne und b: hinten. [Graue Kreise = Marker, schwarze Punkte = anat. Orientierungspunkte, Kreis-x = Mittelpunkt der Schultern).....	77
Abb. 23. Kraftmessapparaturen. a: Proband bei der Messung der Hüftabduktoren / Außenrotatoren; b: Proband bei der Messung der Beinstreckerkette (Schmidtgen, 2016, S. 58f.)	79
Abb. 24. Phasen des bilateralen Drop Jumps aus 30 cm Höhe. a: Stand; b: Drop; c: bilateraler Bodenkontakt; d: reaktiver Absprung (eigene Darstellung mit Visual 3D)	83
Abb. 25. Phasen des unilateralen Drop Jumps von 30 cm Höhe. a: Stand; b: Flugphase; c: unilaterale Landung; d: reaktiver Absprung (eigene Darstellung mit Visual 3D)	83
Abb. 26. Phasen der unilateralen Landung aus 30 cm Höhe. a: Stand; b: Drop; c: unilateraler Bodenkontakt (eigene Darstellung mit Visual 3D).....	84
Abb. 27. Phasen des Side Jumps bei 90 % SW _{max} . a: Anlauf; b: Absprung; c: Landung; d: Standphase auf der KMP; e: reaktiver Abdruck v. d. KMP (eigene Darstellung mit Visual 3D).....	84
Abb. 28. Gelenkwinkel in Sagittalebene von Oberkörper, Becken, Hüfte und Knie bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$).....	94
Abb. 29. Gelenkwinkel in Frontalebene von Oberkörper, Becken, Hüfte und Knie bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$).....	95
Abb. 30. Gelenkwinkel in Transversalebene von Oberkörper, Becken, Hüfte und Knie bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$)	96
Abb. 31. Kniegelenksmomente in Sagittal-, Frontal- und Transversalebene bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$).....	97
Abb. 32. Hüftgelenksmomente in Sagittal-, Frontal- und Transversalebene bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$).....	98
Abb. 33. Sprungleistung für bi- und unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$)	101
Abb. 34. Ko-Kontraktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (DJ_BB = bilateraler Drop Jump; DJ_EB = unilateraler Drop Jump; EBS = unilaterale Landung, SJ = Side Jump; MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$).....	103
Abb. 35. Sprungleistung für unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen auf stabile und instabile Bodenbedingungen (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,004$).....	110
Abb. 36. Ko-Kontraktion bei unilateralen Drop Jumps (DJs) und Landungen für die Untergrundbedingung stabil / instabil von drei Fallhöhen (MW ± SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,004$).....	111
Abb. 37. Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig vom Geschlecht (MW ± SD [als Fehlerbalken], * $p \leq ,008$)	115

Abb. 38. Beckenrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig vom Geschlecht (MW \pm SD [als Fehlerbalken])	116
Abb. 39. Oberkörperrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig von der Sportart (MW \pm SD [als Fehlerbalken])	120
Abb. 40. Sprungleistung für bi- und unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen abhängig vom Geschlecht (MW \pm SD [als Fehlerbalken], * $p \leq ,008$)	122
Abb. 41. Sprungleistung für bi- und unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen abhängig von der Sportart (MW \pm SD [als Fehlerbalken])	124
Abb. 42. Ko-Kontraktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig vom Geschlecht (DJ = Drop Jump; MW \pm SD [als Fehlerbalken])	126
Abb. 43. Ko-Kontraktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungdistanzen abhängig von der Sportart (DJ = Drop Jump; MW \pm SD [als Fehlerbalken])	128
Abb. 44. Laterale Oberkörperneigung bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Hüftmuskelfkraft (schwach / stark).....	161
Abb. 45. Knieabduktionswinkel bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Hüftmuskelfkraft (schwach / stark).....	161
Abb. 46. Knieabduktionsmoment während verschiedener Bewegungsaufgaben abhängig von der Hüftmuskelfkraft (schwach / stark).....	162
Abb. 47. Ablaufprotokoll der vorliegenden Studie.....	215

Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Übersicht der drei Subsysteme der Kontrolle der Oberkörperstabilität nach Panjabi (1992) (eigene Darstellung)	7
Tab. 2. Muskeln des Kniegelenks	15
Tab. 3. Muskeln der Becken-Hüft-Region.....	21
Tab. 4. Muskeln des Rumpfes.....	28
Tab. 5. Störgrößen bei der EMG-Signalerfassung.....	39
Tab. 6. Häufigkeit von Knieverletzungen nach Sportarten (mod. nach Majewski et al., 2006, S. 186)	41
Tab. 7. Übersicht der Studien zu Videoanalysen von VKB-Verletzungen. RR = relatives Risiko .	43
Tab. 8. Probandencharakteristika beider Gruppen (Judoka n = 15; Allroundsportler n = 28) sowie der Gesamtstichprobe. BMI = Body Mass Index.....	74
Tab. 9. Positionierung der reflektierenden Marker zur Berechnung der Gelenkskinematik	75
Tab. 10. Durchschnitt der Residuen bei der Kalibrierung des Bewegungsanalysesystems im Erhebungszeitraum	76
Tab. 11. Interpretation der Gelenkwinkel.....	78
Tab. 12. Korrelationswerte (r) des Knieabduktionsmoments und der Knieabduktion zwischen bilateralem Drop Jump (DJ) mit den anderen Bewegungsaufgaben	90
Tab. 13. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])	91
Tab. 14. Übersicht der Hypothese H_{3-1} für die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen sowie der Hypothese H_{4-1} für die Knie- und Hüftodynamik innerhalb einer Bewegungsaufgabe (✓ H. beibehalten; (✓) Tendenz zum Beibehalten – H. wird verworfen; DJ = Drop Jump).....	100
Tab. 15. Ausprägung der Sprungleistung mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben (Werte gemittelt für Fallhöhen; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)	101
Tab. 16. Ausprägung der Ko-Kontraktion mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)	102
Tab. 17. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei unilateralen Drop Jumps und Landungen auf stabilem und instabilem Untergrund (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])	106
Tab. 18. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren bei unilateralen Drop Jumps von drei Fallhöhen auf stabilem und instabilem Untergrund (MW \pm SD gemittelt für Gesamtstichprobe; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])	107
Tab. 19. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren bei unilateralen Landungen von drei Fallhöhen auf stabilem und instabilem Untergrund (MW \pm SD gemittelt für Gesamtstichprobe; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])	108
Tab. 20. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig vom Geschlecht (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])	113

Tab. 21. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Sportart (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; J = Judoka; AS = Allroundsportler; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])	118
Tab. 22. Ausprägung der Sprungleistung mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig vom Geschlecht (Werte gemittelt für Fallhöhen; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze).....	121
Tab. 23. Ausprägung der Sprungleistung mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Sportart (Werte gemittelt für Fallhöhen; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze).....	123
Tab. 24. Ausprägung der Ko-Kontraktion mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig vom Geschlecht (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze).....	125
Tab. 25. Ausprägung der Ko-Kontraktion mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Sportart (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; J = Judoka; AS = Allroundsportler; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)	127
Tab. 26. Korrelationen (r) des Knieabduktionsmoments mit der Oberkörperpositionierung in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	131
Tab. 27. Korrelationen (r) der Knieabduktion mit der Oberkörperpositionierung in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	131
Tab. 28. Korrelationen (r) der Knieaußenrotation mit der Oberkörperpositionierung in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	132
Tab. 29. Korrelationen (r) zwischen Indikatoren der Kniestabilität und der neuromuskulären Aktivität im Oberkörper (Ko-Kontraktion) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten	133
Tab. 30. Korrelationen (r) zwischen dem Knieabduktionsmoment und den Hüftmomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	134
Tab. 31. Korrelationen (r) zwischen Knieabduktion und den Hüftmomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	134
Tab. 32. Korrelationen (r) zwischen Knieaußenrotation und den Hüftmomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	135
Tab. 33. Korrelationen (r) zwischen Knieabduktionsmoment und den Hüftwinkeln in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	136
Tab. 34. Korrelationen (r) zwischen Knieabduktion und den Hüftwinkeln in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	136
Tab. 35. Korrelationen (r) zwischen Knieaußenrotation und den Hüftwinkeln in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	137
Tab. 36. Zusammenhang der Oberkörperauslenkungen in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten	141
Tab. 37. Zusammenhang der Hüftmomente in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	145
Tab. 38. Zusammenhang der Hüftmomente in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	147
Tab. 39. Zusammenhang der Hüftmomente in 3D mit der Knieaußenrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	149

Tab. 40. Zusammenhang der Hüftauslenkung in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	151
Tab. 41. Zusammenhang der Hüftauslenkung in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	153
Tab. 42. Zusammenhang der Hüftauslenkung in 3D mit der Knierotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	155
Tab. 43. Übersicht der biomechanischen Belastungsstruktur bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben.....	164
Tab. 44. Veränderung biomechanischer Indikatoren mit zunehmender vertikaler Fallhöhe bzw. lateraler Sprungweite (o = gleichbleibend; ↑ / ↓ = nimmt zu / nimmt ab)	166
Tab. 45. Aufnahmefrequenzen nach Studien, Bewegungsaufgabe und Messverfahren.....	213
Tab. 46. Korrelationen (r) des Knieabduktionsmoments mit den Knieflexionsmomenten und -rotationsmomenten bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten	216
Tab. 47. Korrelationen (r) der Knieabduktion mit den Kniemomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	216
Tab. 48. Korrelationen (r) der Knierotation mit den Kniemomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	217
Tab. 49. Korrelation (r) des Knieabduktionsmoments mit der Knieflexion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	217
Tab. 50. Korrelationen (r) der Knieabduktion mit der Knieflexion und -rotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	218
Tab. 51. Korrelationen (r) der Knierotation mit der Knieflexion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	218
Tab. 52. Zusammenhang der Knieflexionsmomente und -rotationsmomente mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten	219
Tab. 53. Zusammenhang der Kniemomente in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	221
Tab. 54. Zusammenhang der Kniemomente in 3D mit der Knierotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	223
Tab. 55. Zusammenhang der Knieauslenkung in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	225
Tab. 56. Zusammenhang der Knieflexion und -rotation mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	227
Tab. 57. Zusammenhang der Knieflexion und -abduktion mit der Knierotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	229
Tab. 58. Zusammenhang der Oberkörperauslenkungen in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	231
Tab. 59. Zusammenhang der Oberkörperauslenkungen in 3D mit der Knieaußenrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten.....	233

Begriffserklärungen / Lagebezeichnungen

Drei Hauptachsen

Vertikal- oder Longitudinalachse: z, Längsachse des Körpers

Transversalachse: x, Horizontalachse des Körpers (Querachse)

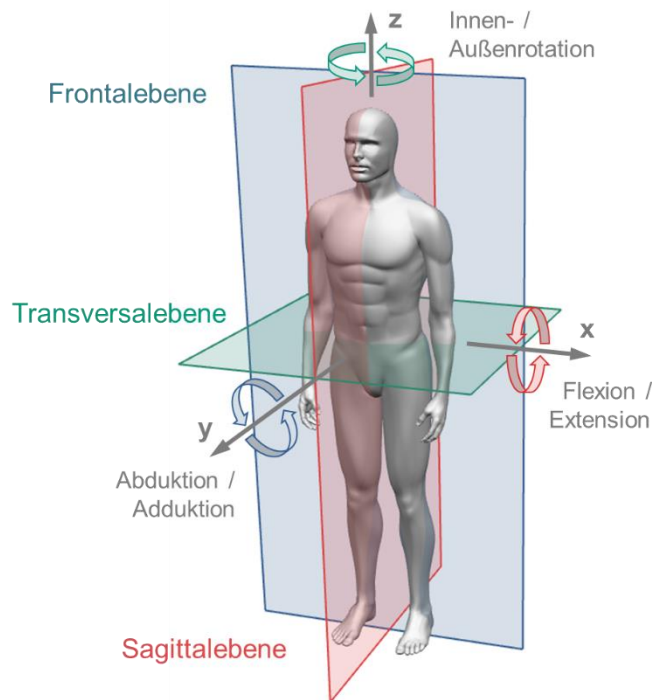
Sagittalachse: y, von der Hinter- zur Vorderseite des Körpers

Drei Hauptebenen:

Sagittalebene: y-z, teilt den Körper in zwei seitengleiche Hälften; Rotation in der Sagittalebene wird als Flexion / Extension bezeichnet

Transversalebene: x-y, alle quer durch den Körper verlaufenden Ebenen; Rotation in der Transversalebene wird als Innen- / Außenrotation bezeichnet

Frontalebene: x-z, alle parallel zur Stirn ausgerichteten Ebenen; Rotation in der Frontalebene wird als Abduktion / Adduktion bezeichnet



In der vorliegenden Arbeit wird einheitlich von Knieabduktion und -adduktion anstelle eines Knie-Valgus (X-Bein) und Knie-Varus (O-Bein) gesprochen.

Der Rumpf wird in der vorliegenden Arbeit vom Oberkörper abgegrenzt, daher werden hauptsächlich die Begriffe Oberkörper, Oberkörperstabilität und -positionierung verwendet.

Stabilität und Stabilisierung werden synonym verwendet.

Zusammenfassung

Forschungsrelevanter Hintergrund. Das Kniegelenk ist mitunter die am häufigsten betroffene Struktur bei Sportverletzungen, deren Auswirkungen nachhaltig die sportliche Leistung beeinträchtigen können. Für eine dynamische Kniestabilität sind neben einer kräftigen kniegelenksumgreifenden und hüftumgebenden Muskulatur eine optimale Oberkörperstabilität erforderlich, da eine erhöhte laterale Oberkörperneigung in erhöhten Knieabduktionswinkeln und -momenten resultieren kann. Die Hüftmuskulatur agiert als Bindeglied zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten, beeinflusst die mechanische Kopplung und kann bei einer Schwäche in einer Veränderung des Schwerelots mit einhergehender Instabilität resultieren. Weiterhin beeinflusst die neuromuskuläre Kontrolle die Gesamtstabilität bei sportlichen Bewegungen, wobei die Ko-Kontraktion der ventralen und dorsalen Oberkörperseite in diesem Zusammenhang noch nicht untersucht wurde. Mit der vorliegenden Arbeit soll ein Beitrag zur Aufklärung der Kniestabilität bei verletzungsrelevanten Bewegungen unter systematischer Variation von Belastungsstufen geleistet sowie ein besseres Verständnis der mechanischen Kopplung mit Implikationen zu geeigneten Screening-Verfahren und Trainingsinterventionen erlangt werden.

Methodik. Forschungsdefizite aufgreifend, wurde eine 3D-Bewegungsanalyse bei sportlich Aktiven und Judoka konzipiert, die (a) die Erfassung kinematischer, kinetischer und electromyographischer Indikatoren integrierte, (b) die untere Extremität und den Oberkörper einbezog und die (c) verschiedene repräsentative Bewegungsaufgaben beinhaltete und systematisch variierte: Landungen und Sprünge, ein- und beidbeinig, vertikal und lateral, stabiler und instabiler Untergrund sowie dabei jeweils systematische Variation der Fall- bzw. Sprungdistanz. Daraus ergaben sich zwei zentrale Forschungsgegenstände:

1. Biomechanische Belastungsstruktur, Sprungleistung und neuromuskuläre Aktivierung im Oberkörper bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben
2. Zusammenhänge der dynamischen Kniegelenksstabilität mit Oberkörperkinematik und neuromuskulärer Aktivität im Oberkörper – Hüftkinematik und Hüftkinetik

Zentrale Ergebnisse. Die biomechanischen Belastungsindikatoren unterschieden sich zwischen den verschiedenen, repräsentativen Bewegungsaufgaben beträchtlich. Dabei zeigten der einbeinige Drop Jump (DJ) und der Side Jump (SJ) besonders ausgeprägte Belastungsindikatoren. Des Weiteren stiegen die Belastungsindikatoren mit zunehmender Belastung (Fallhöhe- bzw. Sprungweite) an. Die Untergrundbedingung, das Geschlecht und die Sportart spielten eine untergeordnete Rolle. Zur Vorhersage der Kniestabilität eigneten sich die laterale Oberkörperneigung, das Hüftabduktionsmoment und die Hüftinnenrotation. Insbesondere die Hüftinnenrotation konnte als stärkster Prädiktor identifiziert werden. Eine hohe Hüftkraft ging mit schwächeren Zusammenhängen zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion einher. Non-lineare interaktive Prädiktoreffekte unterschieden sich zum einen zwischen den Bewegungsaufgaben und zeigten zum anderen einen hohen eigenen Aufklärungsbeitrag für die laterale Oberkörperneigung, wenn diese mit der Kniekinematik und Hüftinnenrotation zur kategorialen Zuordnung des Knieabduktionsmoments und der Knierotation untersucht wurde. Die Ko-Kontraktion im Oberkörper konnte als weiterer Indikator der Oberkörperkontrolle miteinbezogen werden.

Fazit. Die unilateralen DJs und SJs, welche unterschiedliche Belastungsmuster typischer sportlicher Aktionen abbilden, wiesen unterschiedliche Belastungscharakteristika auf. Deshalb empfiehlt es sich beide Tests mit Variation der Fallhöhen bzw. Sprungweiten auf stabilem Untergrund in ein Screening-Verfahren unter Einbezug der Oberkörperkontrolle (Kinematik, Ko-Kontraktion) aufzunehmen. Die Oberkörperkontrolle sollte als Prädiktor der Kniestabilität non-linear und in Verbindung mit der Kniekinematik und Hüftrotation untersucht werden. Weiterhin sollte die Hüftkraft in zukünftigen Studien zur Kniestabilität und in Trainingsinterventionen einbezogen werden.

Abstract

Background relevant to research. The knee joint is one of the most frequently affected structure in sports injury, the effects of which can have a lasting negative influence on sporting performance. For dynamic knee stability strong muscles surrounding the knee and hip joint are required in addition to an optimal upper body stability, since an increased lateral trunk lean can result in increased knee abduction angles and moments. Hip muscles act as a link between upper and lower body, influence the mechanical connection and, in case of impaired hip strength may underlie abnormal coordination patterns with accompanying instability. Furthermore, the neuromuscular control influences the overall stability during athletic movements, whereby the co-contraction of the ventral and dorsal side of the upper body has not yet been investigated in this context. The aim of this study is to contribute to the explanation of knee stability during injury relevant movements under systematic variation of loading levels and to gain a better understanding of the mechanical connection with implications for appropriate screening methods and training interventions.

Methods. Due to research deficits, a 3D movement analysis in sportive athletes and judoka was designed, which (a) integrated the measurement of kinematic, kinetic and electromyographic indicators, (b) included the lower extremity and the upper body and (c) included and systematically varied various representative movement tasks: landings and jumps, one- and two-legged, vertical and lateral, stable and unstable ground as well as systematic variation of the fall or jump distance. This resulted in two central research topics:

1. Biomechanical load structure, jumping performance and neuromuscular activity in the upper body during various jumping and landing tasks
2. Correlations of dynamic knee joint stability with upper body kinematics and neuromuscular activity in the upper body – hip kinematics and kinetics

Central results. Biomechanical load indicators differed considerably between various representative movement tasks. The one-legged Drop Jump (DJ) and Side Jump (SJ) showed particularly high load indicators. Furthermore, the load indicators increased with rising load (fall or jump distance). Underground conditions, gender and sport played a subordinate role. The lateral trunk lean, hip abduction moment and hip internal rotation were suitable for predicting knee stability. Particularly hip internal rotation was identified as the strongest predictor. Great hip force was associated with weaker correlations between knee abduction moment and knee abduction. Nonlinear interactive predictor effects differed on the one hand between the movement tasks and on the other hand showed a high own explanatory contribution for the lateral trunk lean when examined with knee kinematics and hip internal rotation for the categorical assignment of knee abduction moment and knee rotation.

Conclusion. The unilateral DJs and SJs, which show different load patterns in typical sporting activities, exhibited different load characteristics. Therefore, it is recommended to include both tests with variation of fall heights or jump distances on stable ground in screening methods involving trunk control (kinematics, co-contraction). Trunk control should be investigated non-linearly as a predictor of knee stability and in combination with knee kinematics and hip rotation. Furthermore, the hip force should be included in future studies on knee stability and in training interventions.

1 Einleitung

Athletinnen und Athleten erbringen in der heutigen Zeit Spitzenleistungen und sind konfrontiert mit hohen Anforderungen. Immer wieder kommt es jedoch zu Sportverletzungen, deren Auswirkungen nachhaltig die sportliche Leistungsfähigkeit beeinträchtigen können. In Sportarten mit dynamischen reaktiven Bewegungen wie Sprüngen, Landungen und Richtungswechseln ist das Kniegelenk die am häufigsten von Verletzungen betroffene Struktur. Zu den sogenannten Hochrisikosportarten zählen neben dem Skisport die Ballsportarten wie Handball, Basketball und Volleyball (de Loes, Dahlstedt & Thomée, 2000). Insgesamt macht das vordere Kreuzband ein Fünftel aller internen Kniegelenkstraumata aus (Abb. 1) (Majewski, Susanne & Klaus, 2006). Aufgrund des Risikos sekundär auftretender Verletzungen und langfristiger Schädigungen, beispielsweise frühzeitiger Arthrose (Abb. 2) (Lohmander, Englund, Dahl & Roos, 2007; Myklebust & Bahr, 2005), muss mit Ausfällen und damit einhergehend hohen Kosten für das Gesundheitssystem gerechnet werden. Daneben kommt es durch die jahrelange Trainings- und Wettkampferfahrung zu einer überdurchschnittlich hohen Abnutzung der Gelenkstrukturen, die nicht selten in Beinachsen-Fehlstellungen mit einer verminderten Leistung resultieren. Daher ist einerseits die Prävention solcher Verletzungen und andererseits die Optimierung der Leistungsfähigkeit wesentliche Aspekte in der Forschung. Für die Prävention solcher Verletzungen ist die Kenntnis über den Verletzungsmechanismus und beeinflussende Faktoren besonders wichtig. Aus dem aktuellen Stand der Forschung lassen sich als Indikatoren der Kniegelenksstabilität die Gelenkskinematik und -momente, v. a. Knieabduktion und Knieinnenrotation sowie das Knieabduktionsmoment heranziehen (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik & Garrett, 2004; Hewett, Myer & Ford, 2006). Diese wiederum stehen in wechselseitiger Beziehung mit der Oberkörperstabilität. Für eine dynamische funktionelle Kniestabilität sind daher neben einer kräftigen kniegelenksumgreifenden und hüftumgebenden Muskulatur eine gute Gleichgewichtsfähigkeit und Oberkörperstabilität erforderlich (Hewett & Myer, 2011). Auch

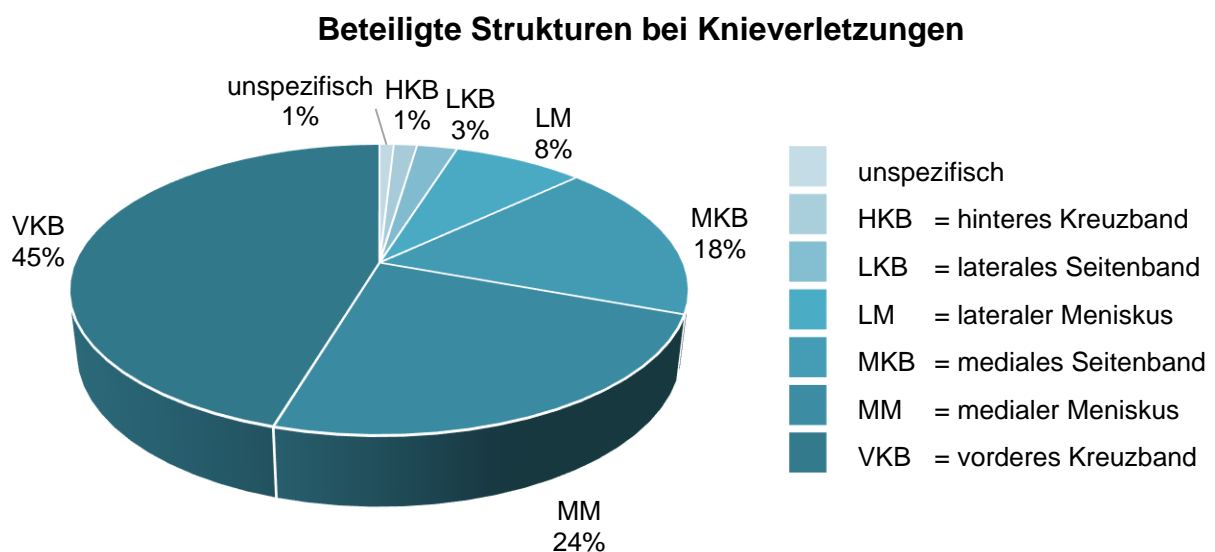


Abb. 1. Beteiligte Strukturen innerhalb von 3482 internen Knieverletzungen von insgesamt 7769 Knieverletzungen (eigene Darstellung; Quelle: Majewski et al., 2006, S. 185)

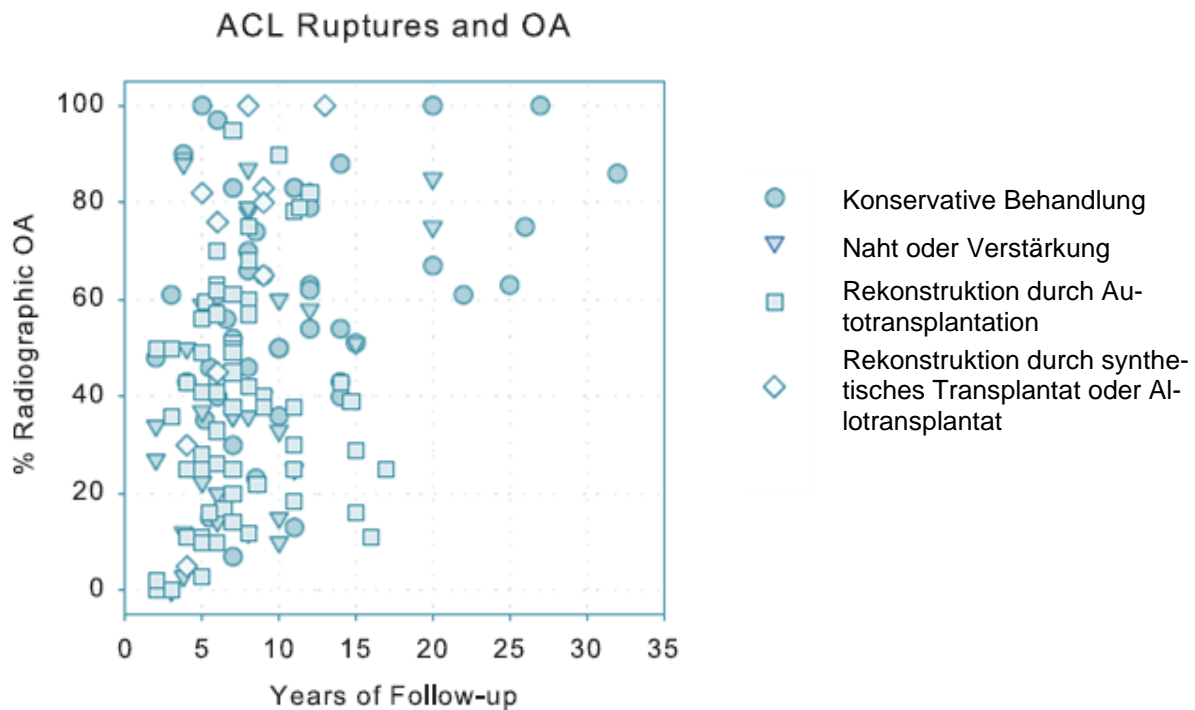


Abb. 2. Anteil der Individuen mit radiographischer Osteoarthritis (OA) über die Zeit nach einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes (ACL) oder einer rekonstruktiven Operation. Jeder Datenpunkt repräsentiert einen Datensatz aus 1 von 127 Einzelpublikationen. Grenzwert für das Vorhandensein einer OA liegt bei 0,84 (mod. nach Lohmander et al., 2007, S. 1760)

zum Erreichen einer optimalen Leistungsfähigkeit ist die dynamische Stabilität des Oberkörpers und des Kniegelenks vonnöten, da eine Instabilität meist mit fehlerhaften Bewegungsausführungen einhergeht.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die biomechanische und neuromuskuläre Kopplung zwischen Oberkörper, Hüft- und Kniegelenk in Situationen abzubilden, welche Indikatoren für die Verletzungsgefahr, Beinachsen-Fehlstellungen und Leistung darstellen. Dabei stehen fünf spezifische Fragestellungen im Mittelpunkt. Erstens werden die Auswirkungen unterschiedlicher Bewegungsaufgaben, Fallhöhen bzw. Sprungweiten und der Untergrundbedingungen (stabil / instabil) auf biomechanische und neuromuskuläre Parameter sowie die Sprungleistung beleuchtet. Zweitens wird untersucht, inwieweit sich die Leistung und die biomechanischen sowie neuromuskulären Belastungsindikatoren zwischen Sportlern weiblichen und männlichen Geschlechts sowie unterschiedlicher Sportarten unterscheiden. Drittens wird die unterschiedliche Ausprägung der neuromuskulären Aktivität (Ko-Kontraktion: niedrig / hoch) auf die biomechanischen Parameter der Kniestabilität analysiert. Viertens werden Zusammenhänge der Kniestabilität mit Oberkörper, Hüfte und Knie sowie multivariate Zusammenhänge mit eigenem Prädiktorenmodell untersucht. Gleichzeitig wird der Zusammenhang der Kniestabilität mit der Oberkörperkontrolle und der hüftumgebenden Muskelkraft beleuchtet. In einem explorativen Ansatz wurden fünftens non-lineare Prädiktoreffekte auf die Kniestabilität (niedrig / hoch) bei zwei Sprungvarianten erkundet. Somit soll die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten besser verstanden

werden. Möglicherweise können große Testbatterien zur Aufdeckung von gefährdeten Athletinnen und Athleten auf wesentliche Tests reduziert und um die Variable Oberkörperauslenkung sowie Ko-Kontraktion als Parameter der Oberkörperkontrolle ergänzt werden. Zudem lassen gewonnene Erkenntnisse zur Belastungsstruktur weitere Implikationen für zukünftige Forschung der dynamischen Kniegelenksstabilität zu. In Hinblick auf die Verletzungsprävention und Leistungsfähigkeit können zumindest theoretische Überlegungen zu Trainingsempfehlungen hervorgehen.

1.1 Definition Stabilität

Für das weitere Verständnis der Kniegelenksstabilität soll zunächst der Begriff *Stabilität* erläutert werden. Dieser leitet sich von dem Adjektiv *stabil* ab und wird im Duden den folgenden Bedeutungen zugeordnet (Bibliographisches Institut GmbH, 2018):

1. a sehr fest gefügt und dadurch Beanspruchungen aushaltend
1. b (u. a. Physik) gleichbleibend, relativ unverändert
2. so beständig, dass nicht leicht eine Störung, Gefährdung möglich ist; Veränderungen, Schwankungen kaum unterworfen
3. widerstandsfähig; kräftig; nicht anfällig

Welche Bedeutung zutreffend ist, hängt davon ab, von welcher Sichtweise die Definition betrachtet wird. Beispielsweise wird Stabilität in der Mechanik oft gleichgesetzt mit der Fähigkeit, ein Gleichgewicht auch bei geringen Schwankungen konstant zu erhalten. Für Ärzte wird Stabilität vielmehr mit klinischer Stabilität assoziiert. Am Beispiel der Wirbelsäule wird es als deren Fähigkeit bezeichnet, unter physiologischen Belastungen die Bewegungsauslenkung einzudämmen, um Verletzungen zu verhindern (White & Panjabi, 1978 in Bergmark, 1989). So gesehen ist die klinische Stabilität ein stufenloses Phänomen im Gegensatz zur mechanischen Stabilität, welche eine Struktur in stabil oder instabil kategorisiert (Bergmark, 1989). Ist ein System instabil, können bereits geringe Abweichungen einen Zusammenbruch zur Folge haben (Bergmark, 1989). Ein Orthopäde dagegen sieht darin eine mechanische Struktur (z. B. die Wirbelsäule), die lediglich die Fähigkeit verloren hat, die normalen physiologischen Funktionen aufrechtzuerhalten. Dies wiederum kann zu Symptomen wie Schmerz oder neurologischer Dysfunktion führen (Richardson, Jull, Hides & Hodges, 1999).

Ferner kann zwischen *statischer* und *dynamischer* Stabilität unterschieden werden. Während die statische Stabilität für die aufrechte Haltung wichtig ist und Bewegungen eindämmen kann, verfolgt die dynamische Stabilität eine funktionelle, der Aufgabe entsprechend kontrollierte Bewegung mit variabler Anpassung des Steifigkeitsgrades. „This includes the ability of the neuromuscular system to keep the trunk in (or return it to) an upright position (static) and control trunk movements (dynamic)” (Silfies, Ebaugh, Pontillo & Butowicz, 2015, S. 361). Vorwiegend kann das neuromuskuläre System diesen Anforderungen durch eine schnelle posturale Antwort, u. a. durch das Abrufen koordinierter Bewegungsmuster, auf

vorhersehbare (interne) und nicht vorhersehbare (externe) Ereignisse gerecht werden (McGill, Grenier, Kavcic & Cholewicki, 2003). Solche Muster werden auch als *antizipierte Gleichgewichtsadjustments* (anticipatory postural adjustments = APAs) bezeichnet und sind für den Erhalt der Gelenkstabilität, insbesondere während der Ausübung athletischer Aufgaben wichtig. Erforderlich dafür sind feed-forward als auch feed-back Mechanismen des neuromuskulären Systems (Silfies et al., 2015). Dazu zählen die Rekrutierung (von kleinen zu großen Motorischen Einheiten), Frequenzierung (Entladungsfrequenz) und „parallel-elastische Strukturen im Muskelgewebe und serienelastische Komponenten in Sehnen und Bindegewebe[, welche] die Möglichkeiten für eine effektive Transformation elastischer Bewegungsenergie [sichern]“ (Schwameder, Alt, Gollhofer & Stein, 2013, S. 160). Bei letzterem spricht man von dem Konzept der elastischen Potenzierung. Dabei wird ein „Teil der Bewegungsenergie in den elastischen Strukturen des Bindegewebes [ge]speichert und während der konzentrischen Bewegungsphase wieder freigesetzt“ (Schwameder et al., 2013, S. 160). Insgesamt können somit Bewegungen effizienter und unter optimierten metabolischen Bedingungen gestaltet werden. Neben der neuronalen Aktivierung spielen auch passive Komponenten (u. a. Bindegewebe, Sehnen, Bänder) und der aktive Bewegungsapparat, ganz gleich ob statische oder dynamische Gelenkstabilität, eine zentrale Rolle. Darüber hinaus hängt Stabilität von der Muskelmasse als kontraktilem Element und dessen Ansteuerung durch das Zentralnervensystem (ZNS), folglich der potentiell möglichen Kraftproduktion, ab (Grip, Tengman & Hager, 2015; Williams, Chmielewski, Rudolph, Buchanan & Snyder-Mackler, 2001; Wirth, Hartmann, Mickel, Szilvas, Keiner & Sander, 2017). Ein harmonisches Zusammenspiel aller Elemente führt zu einer verbesserten Stabilität und somit auch zu einer optimierten Gelenkskontrolle (Abb. 3).

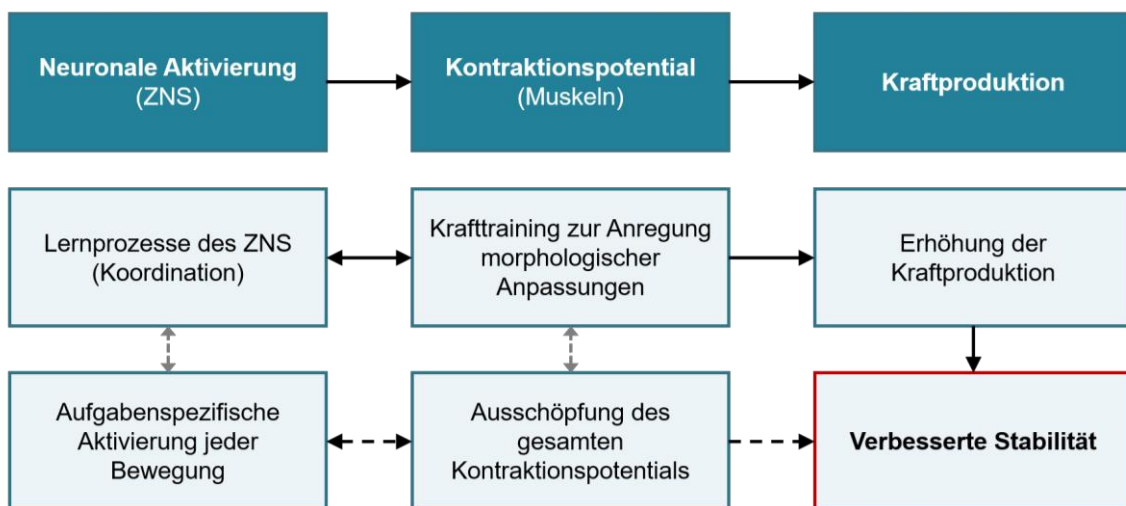


Abb. 3. Zusammenhang zwischen Kraftproduktion und Stabilität. Stabilität als Ergebnis der Muskelmasse (kontraktilen Potential) und ihrer Aktivierung durch das Zentralnervensystem (ZNS) (Nutzung dieses Potentials). Eine Krafttraining führt zu einer Verbesserung auf neuronaler Ebene und in der Kraftproduktion. Pfeile zeigen die Wirkungsrichtung an, wobei durchgezogene Pfeile (→) einen direkten und gestrichelte Pfeile (→) einen indirekten Zusammenhang kennzeichnen. Doppelpfeile (↔) stehen für eine wechselseitige Beziehung (mod. nach Wirth et al., 2017, S. 402)

Letztlich spielen auch anthropometrische Gegebenheiten wie Segmentlängen und daraus resultierende Hebelverhältnisse eine wichtige Rolle. Ausgehend von Abbildung 3 wird ersichtlich, dass es sich bei der Gelenksstabilisierung um einen komplexen Prozess mehrerer miteinander interagierende Einzelteile handelt. Insbesondere bei hochintensiven und risikoreichen sportlichen Bewegungen, bei denen es zu plötzlichen Abbrems- und Beschleunigungsvorgängen kommt, ist eine hohe neuromuskuläre Kontrolle zur Gewährleistung der funktionellen Kniegelenksstabilität (Colby, Francisco, Yu, Kirkendall, Finch & Garrett, 2000; Weinhandl, Earl-Boehm, Ebersole, Huddleston, Armstrong & O'Connor, 2014) und Rumpfstabilität (Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg & Cholewicki, 2007a) erforderlich.

Funktionelle Kniegelenksstabilität. Die funktionelle Stabilität wiederum ist charakterisiert als die Fähigkeit, Gelenkbewegungen zu kontrollieren (Wagner & Schabus, 1982 in Richter, 2009). Eine Übersicht von Einflussfaktoren, die eine solche Kontrolle auf die funktionelle *Kniegelenksstabilität* (knee joint stability) von innen heraus (intrinsisch) ausüben können, wurde von Richter (2009) zusammengetragen (*Abb. 4*). Übergeordnete Komponenten sind die (1) neuromuskulären, (2) muskulären und (3) arthronalen Einflussgrößen sowie (4) die Belastungsrichtung der Gewichtskraft. Die Punkte (1) bis (3) wurden bereits aufgegriffen; zum neuromuskulären Einfluss zählen koordinierte antizipierte Bewegungsmuster. Die muskulären Einflussgrößen beinhalten aktive und passive Elemente und deren metabolische Veränderungen. Anthropometrische Faktoren beeinflussen die Biomechanik und den Krafttransfer.

Im Folgenden soll auf Punkt (4), die Belastungsrichtung der Gewichtskraft, eingegangen werden. Hierunter fällt die *axiale Ausrichtung* des Kniegelenks über der Unterstützungsfläche, welche eine funktionelle Kraftübertragung über die Gelenke ermöglicht. Bei einem normalen Bein verläuft die Traglinie zwischen dem Hüftgelenkszentrum und der Mitte des Sprunggelenkes zentral bzw. annähernd zentral durch die Drehachse des Kniegelenks (Hüter-Becker & Dölken, 2011; Richard & Kullmer, 2013). Abweichungen der Achsensymmetrie können sich in ausgeprägter Abduktions- oder Adduktionsstellung (Valgus / Varus), meist mit Rotationsstellung des Femurs gegenüber dem Unterschenkel äußern. Letztlich kommt es dann auf die Wirkungsrichtung der Kraftvektoren an, die ein Moment im Kniegelenk erzeugen. Dieses Moment, z. B. das Knieabduktionsmoment, kann ohne zusätzliche, externe Krafteinflüsse wie Gegnerkontakt zur Instabilität und einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) führen (vgl. Alentorn-Geli, Myer, Silvers, Samitier, Romero, Lazaro-Haro & Cugat, 2009; Hewett, Myer, Ford, Heidt, Colosimo, McLean, van den Bogert et al., 2005a; Hughes, 2014; McLean, Huang & van den Bogert, 2005). Cross (1996) definierte die Instabilität des Kniegelenkes als eine Bedingung, die auftritt, wenn sich das Gelenk aus seinen Band- und Muskelgrenzen herausbewegt und die Gelenkflächen teilweise oder vollständig ausklinken. Dabei ist anzumerken, dass die Belastungsrichtung der Gewichtskraft nicht allein von den isolierten Einflussgrößen der funktionellen Kniegelenksstabilität abhängt. Vielmehr spielen auch die Ausrichtung des Rumpfes (Oberkörperstabilität) und der Hüftabduktoren eine zentrale Rolle, weshalb Abbildung 4 um den Einfluss dieser Faktoren ergänzt wurde. Aus der Fünten, Faude, Skorski und Meyer (2013, S. 205) bestärken dies wie folgt:

„Unabdingbar für eine hohe funktionelle Kniestabilität sind neben einer kräftigen und ausgewogenen kniegelenksumgreifenden Muskulatur eine gute Einbein-Balancefähigkeit sowie eine gute Rumpfstabilität in allen drei Ebenen des Raumes.“

Zudem fahren aus der Fünten et al. (2013) damit fort, dass ein Training der funktionellen Kniegelenksstabilität das Kräftigen der Hüftabduktoren erfordert.

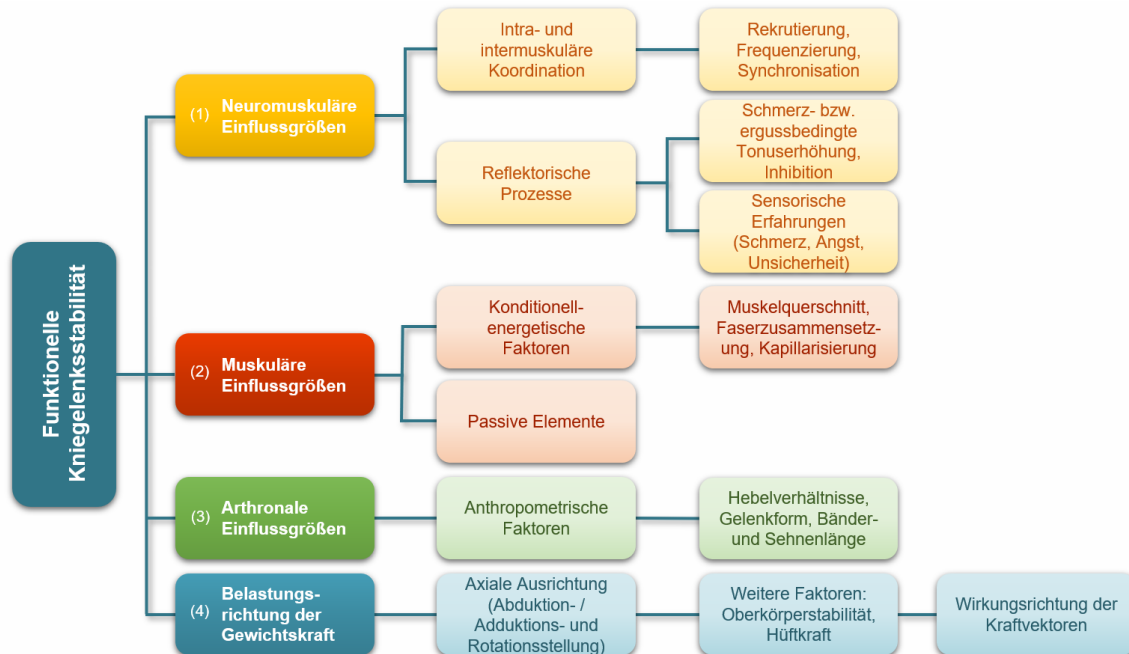





Abb. 4. Intrinsische Einflussfaktoren auf die funktionelle Kniegelenksstabilität (mod. nach Richter, 2009, S. 23)

Oberkörperstabilität und -kontrolle. Die *Oberkörperstabilität* (core stability) oder *Oberkörperkontrolle* (trunk control) liegt, genauso wie der Oberkörper (Rumpf), keiner einheitlichen Definition zugrunde. Vielmehr handelt es sich dabei um ein mehrdimensionales Konstrukt, dessen Definition kontextabhängig ist (Barbado, Barbado, Elvira, van Dieën & Vera-Garcia, 2016a; Reeves, Narendra & Cholewicki, 2007). Dementsprechend findet es in unterschiedlichen Anwendungsfeldern wie der Rehabilitation, in der Verletzungsprävention und dem Leistungssport große Beachtung. Die Relevanz der Oberkörperstabilität wird durch die Studienlage deutlich. Beispielsweise untersuchten Smith, Littlewood und May (2014) 29 Studien in einem systematischen Review hinsichtlich des Effekts von Stabilisierungsübungen des Oberkörpers bei Patienten mit Schmerzen im unteren Rückenbereich (low back pain = LBP). Die Symptome konnten nachweislich durch ein solches Training verbessert werden, jedoch wies das spezielle Training gegenüber anderen Interventionen keinen erhöhten Effekt auf. Darüber hinaus kann die Erhöhung der Oberkörperstabilität als ein zentraler Faktor in der Primärprävention solcher Rückenbeschwerden angesehen werden. In einem systematischen Review von Stuber, Bruno, Sajko und Hayden (2014) wird der Zusammenhang aufgrund der niedrigen Qualität der Studien jedoch als gering eingeschätzt. Zunehmend wird einer erhöhten Oberkörperstabilität eine Korrelation in der Vorbeugung von Knieverletzungen zugesprochen, welche oft in Teamsportarten zu verzeichnen sind. Dabei weisen Studien darauf hin, dass Defizite in der neuromuskulären Kontrolle und der Propriozeption

des Oberkörpers mit erhöhten Knieabduktionsmomenten und Knieverletzungen einhergehen (Kap. 2.2) (Frank, Bell, Norcross, Blackburn, Goerger & Padua, 2013; Zazulak et al., 2007a; Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg & Cholewicki, 2007b). Neben der Verletzungsprävention unterer Extremitäten kann die Oberkörperstabilität auch als ein Leistungsfähigkeit begünstigender Faktor angesehen werden (Kap. 2.3) (Barbado et al., 2016a; Borghuis, Hof & Lemmink, 2008; Prieske, Muehlbauer & Granacher, 2016).

Konzepte zur Oberkörperstabilität gibt es bereits seit einigen Jahrzehnten (u. a. Bergmark, 1989; Panjabi, 1992; White & Panjabi, 1978). Beispielsweise ist Panjabi (1992) der Überzeugung, es handelt sich bei der Oberkörperstabilität um die Integration aus der passiven Wirbelsäule, deren umgebender, aktiver Muskulatur und der neuronalen Kontrolleinheit. Dieses spinale Stabilisierungssystem, bestehend aus drei miteinander agierenden Subsystemen, soll ein sicheres Ausmaß an Bewegung gewähren, um Alltagsaufgaben gerecht zu werden (Panjabi, 1992). Diese drei Subsysteme (1) Muskulatur, (2) Knochen- und Bandapparat sowie das (3) neuromuskuläre Kontrollsystem werden in Tabelle 1 beschrieben.

Tab. 1. Übersicht der drei Subsysteme der Kontrolle der Oberkörperstabilität nach Panjabi (1992) (eigene Darstellung)

Aktives Subsystem 	Passives Subsystem (Knochen- und Bandapparat) 	Neuromuskuläres Kontrollsystem 
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Muskeln und Sehnen der Wirbelsäule <ul style="list-style-type: none"> ➤ Empfangen und Senden neuronaler Befehle ➤ Feedback über Muskelspannungen an neuronale Kontrolleinheit ➤ Produktion koordinierter und adäquater Muskelspannungen ➤ Kompensation unerwarteter, dynamischer oder erhöhter Belastungen (Strukturen der Sehnen bereits Teil des passiven Subsystems) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Wirbel und Zwischenwirbelgelenke ▪ Bandscheiben ▪ Wirbelsäulenbänder ▪ Gelenkkapseln ▪ Passive, mechanische Eigenschaften der Muskeln, z. B. Sehnen, Faszien <ul style="list-style-type: none"> ➤ Einschränkung der Range of Motion (ROM) durch Information über Position und Bewegungsausmaß, generiert selbst keine Bewegung 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Propriozeptoren in Bändern, Sehnen und Muskeln ▪ Neuronale Kontrollzentren <ul style="list-style-type: none"> ➤ Empfangen von Informationen anderer Systeme ➤ Bestimmung spezifischer und situationsgerechter Stabilisierungsanforderungen ➤ Weiterleitung von Befehlen an das aktive System

Oberkörperstabilität kann auch als Fähigkeit bezeichnet werden, den Oberkörper so über dem Becken zu positionieren, dass ein Optimum an Kraftproduktion, -transfer und -kontrolle zu den Segmenten gewährleistet werden kann (Kibler, Press & Sciascia, 2006). Der distalen Mobilität geht die proximale Stabilität voraus (Kibler et al., 2006). Dabei handelt es sich bei der Oberkörperstabilität um das Produkt der motorischen Kontrolle und der muskulären Kapazität des Lendenwirbelsäulen-Becken-Hüft-Komplexes (lumbopelvic-hip-complex =

LPHC) (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne & Davis, 2004; Willson, Dougherty, Ireland & Davis, 2005) mit dem Ziel, eine Gleichgewichtsposition nach einer Perturbation beizubehalten oder in die Ausgangsposition zurückzukehren (Zazulak et al., 2007a). Nach Bliss und Teeple (2005) erfordert die Kontrolle des LPHCs ausreichend Kraft, Ausdauer und Flexibilität der hüftumgebenden Muskulatur. Dieser Definitionsansatz wird oft in Studien zum Zusammenhang der dynamischen Kniegelenksstabilität vertreten (Jamison, McNally, Schmitt & Chaudhari, 2013; Weltin, Gollhofer & Mornieux, 2014). Weltin et al. (2014) untersuchten die Oberkörperstabilität bei lateralen Bewegungen und beschrieben diese als Fähigkeit zur Kontrolle der Oberkörper- und Beckenauslenkung zur Sicherstellung einer optimal ausgerichteten Beinachse unabhängig äußerer Störungen. Durch letztere Definition wird klar, dass eine mechanische Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten besteht. Daran knüpft weiterhin das Konzept kinetischer Ketten (kinetic chains) an, womit vor allem die aufeinander abgestimmte neuromuskuläre Verschaltung unterer und oberer Extremitäten gemeint ist. Diese funktionelle Betrachtungsweise sieht den Oberkörper in der Verantwortung der Übertragung von Drehmomenten und Impulsen zwischen Ober- und Unterkörper (Akuthota, Ferreiro, Moore & Fredericson, 2008; Akuthota & Nadler, 2004; Kibler et al., 2006). Auch die Hüftmuskulatur spielt eine entscheidende Rolle in der kinetischen Verkettung (Akuthota & Nadler, 2004). „Core stability focuses on maintenance of neutral spinal alignment, optimal trunk position, and the transfer of loads along the kinetic chain“ (Huxel Bliven & Anderson, 2013, S. 519). Vor allem die optimale Oberkörperpositionierung bzw. -auslenkung wird in Studien zu Bewegungsanalysen als Teil der Oberkörperstabilität bzw. -kontrolle erfasst (u. a. Jamison, Pan & Chaudhari, 2012b; Zazulak et al., 2007a). Bedingt eine Schwachstelle in der kinetischen Kette einen Mangel an Stützkraft, kann es zu ineffizienten Bewegungen mit Energieverlust und erhöhter Verletzungsgefahr kommen (Bliss & Teeple, 2005). Dahingegen liegt die Vermutung nahe, dass eine Optimierung aller kinetischen Ketten in einer Leistungssteigerung resultiert. Da der Oberkörper als Zentrum dieser Ketten angesehen wird, könnte eine erhöhte Oberkörperstabilität die Ausrichtung der Beinachse optimieren. Geschuldet sind diese unterschiedlichen Definitionen der Breite an Forschungsdesigns und -ansätzen, bei denen verschiedene Messverfahren der genannten Parameter verwendet werden.

Einflussgrößen. Die Einflussgrößen der funktionellen Kniegelenksstabilität (1) bis (4) (Abb. 4) können nun auch auf die Rumpfstabilität angewandt werden. Dem Ganzen liegt ein neuronales Kontroll- und Steuerungssystem zugrunde, welches zu den (1) *neuromuskulären Einflussgrößen* zählt. Die vorprogrammierten Muskelaktivitäten, welche als antizipierte Gleichgewichts Anpassungen (APAs) beschrieben wurden, halten und bringen unseren Körper in eine Gleichgewichtsposition, um den Anforderungen dynamischer Bewegungen gerecht zu werden (Kibler et al., 2006). Demnach sind APAs für eine erfolgreiche Bewegungsausführung, Leistungssteigerung und Verletzungsprävention vonnöten (Besier, Lloyd & Ackland, 2003; Besier, Lloyd, Ackland & Cochrane, 2001; Mornieux, Gehring, Fürst & Gollhofer, 2014a). Dabei greifen die APAs auf unterschiedliche Strategien zurück. Unter anderem können der Fußaufsatz und somit die Schrittbreite reguliert, die Auslenkung des Kopfes zur neuen Bewegungsrichtung und die Armpositionen verändert werden. Zudem findet eine Kontrolle des Oberkörpers und der Hüfte im dreidimensionalen Raum statt

(Chaudhari, Hearn & Andriacchi, 2005; Dempsey, Lloyd, Elliott, Steele, Munro & Russo, 2007; McLean et al., 2005; Mornieux et al., 2014a; Patla, Adkin & Ballard, 1999; Weltin, Mornieux & Gollhofer, 2015). Der Erhalt der neuromuskulären Oberkörperkontrolle bei komplexen Bewegungen wie reaktiven Sprüngen, Landungen oder Richtungswechseln ist von besonderer Bedeutung. Im Querschnitt durchgeführte Studien konnten einen Zusammenhang einer erhöhten lateralen Oberkörperneigung entgegengesetzt der neuen Bewegungsrichtung mit größeren Knieabduktionsmomenten feststellen (Dempsey, Elliott, Munro, Steele & Lloyd, 2012; Dempsey et al., 2007; Jamison et al., 2012b; Weltin et al., 2015). Ferner zeigten prospektive Studien, dass sich die laterale Oberkörperauslenkung (Hewett et al., 2005a) und Oberkörperstabilität in der Frontalebene (Zazulak et al., 2007a, 2007b) als Vorhersage für ein erhöhtes Verletzungspotential des Knies, im speziellen des vorderen Kreuzbandes (VKB), eignen. Insbesondere unter Zeitdruck ist es schwieriger, eine neuromuskuläre Oberkörperkontrolle und optimale Stabilität zu gewährleisten. Demnach gilt: Je mehr Erfahrung eine Athletin oder ein Athlet mitbringt, umso besser sind die vorgefertigten Bewegungsmuster und umso schneller können diese abgerufen werden. Daher muss ein ausreichendes Koordinationsvermögen zur Gewährleistung einer optimalen Oberkörperstabilität gegeben sein, da es ansonsten zu weniger effizienten Bewegungen mit kompensatorischen Bewegungsmustern, hohen Belastungen und Überbeanspruchung sowie Verletzungen kommen kann (Fredericson & Moore, 2005). „[...] stability results from highly coordinated muscle activation patterns involving many muscles, and [...] the recruitment patterns must continually change, depending on the task” (McGill et al., 2003, S. 353). Zur koordinierten Aktivierung zählt auch die Ko-Kontraktion, welche eine gelenkstabilisierende Wirkung zur Folge haben kann. „Co-contraction further connects the stability of the upper and lower extremities via the abdominal fascial system” (Akuthota & Nadler, 2004, S. S86). Mitunter zählen zu den (2) *muskulären Einflussgrößen* aktive und passive Stabilisatoren wie auch das abdominale Faszien-system, welches am Krafttransfer zwischen oberen und unteren Extremitäten beteiligt ist (Akuthota & Nadler, 2004; Borghuis et al., 2008; Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer & Erim, 2001). Nach Willson et al. (2005) sind die aktiven Elemente durch drei Mechanismen gekennzeichnet. Zum einen trägt der abdominale Innenraumdruck (Bauchpresse) zur Stabilisierung bei, zum anderen handelt es sich um Wirbelsäulenkompressionskräfte und letztlich um die Generierung von Steifigkeit der Oberkörper- und Hüftmuskulatur. Insgesamt liegt eine optimale Stabilität vor, wenn die Kraftverhältnisse der stabilisierungsrelevanten Muskeln stimmig sind, die Kräfte angemessen über den vollen Bewegungsumfang ((3) *arthronale Einflussgrößen*) entfaltet und verteilt sowie Bodenreaktionskräfte ausreichend absorbiert werden. Zudem sollten keine übermäßigen Druck-, Translations- und Scherkräfte auf die Gelenke einwirken ((4) *Belastungsrichtung der Gewichtskraft*) (Fredericson & Moore, 2005; Gottlob, 2013; Hill & Leiszler, 2011). Dazu müssen aktive und passive Strukturen optimal miteinander agieren und die motorische Kontrolle den Anforderungen entsprechend adäquat funktionieren (Hammill, Beazell & Hart, 2008; Willson et al., 2005). Zu der stabilisierungsrelevanten Muskulatur zählen die Bauch- und Rückenmuskulatur, welche eine mechanische Stabilisierung der Wirbelsäule gewährleisten können (Fredericson & Moore, 2005). Dies ist unter anderem auf eine Voraktivität der Oberkörpermuskeln zurückzuführen, welche der Aktivität der unteren Extremitäten vorausgeht (Hodges

& Richardson, 1997). Bedeutend dafür sind weniger eine kräftige, sondern ausdauernde Abdominalmuskulatur (Cholewicki & McGill, 1995), die Aktivität ein- und mehrgelenkiger Muskeln (Kibler et al., 2006) und deren dynamische Funktion (Willson et al., 2005). Abdominal-, Rücken- und Hüftmuskulatur sollten in ihrer Ausdauer, Kraft, Leistung sowie neuromuskulären Kontrolle gut ausgeprägt sein (Cowley & Swensen, 2008; Tse, McManus & Masters, 2005).

Zusammenfassung. Zusammenfassend lässt sich sagen: Oberkörperstabilität bezeichnet eine ganzheitlich zu betrachtende Funktionseinheit des Körpers aus neuronalen, aktiven und passiven Strukturen im Zentrum aller kinetischen Ketten, die eine ganzheitliche Betrachtung aller Segmente erfordert und deren Aufgaben in der Produktion, dem Transfer und der Kontrolle von (Rumpf-) Kraft liegt, einhergehend mit einer adäquaten Stabilisierung und Erhöhung der Gleichgewichtsfähigkeit für eine aufrechte Haltung im Stand und während der Fortbewegung, unabhängig externer Einflüsse. Insgesamt leisten die Kniegelenksstabilität und Oberkörperstabilität einen Beitrag zur optimierten Ausführung von dynamischen Bewegungen (reaktive Sprünge und Landungen), tragen zur Prävention von Rückenbeschwerden und Verletzungen der unteren Extremitäten bei und sind verantwortlich für eine verbesserte Leistungsfähigkeit.

1.2 Anatomie und Funktion

Da sich die Biomechanik als wissenschaftliche Disziplin versteht, „die auf biologische Strukturen wirkende und innerhalb dieser Strukturen auftretende Kräfte sowie deren Auswirkungen untersucht“ (Schwameder et al., 2013, S. 125), werden im Folgenden die Anatomie und Funktion des Kniegelenks, des Beckens und der Hüfte sowie des Oberkörpers beschrieben. Die aktiven und passiven Elemente im Körper übernehmen unterschiedliche Funktionen, die ebenfalls an dieser Stelle erläutert werden. Beispielhaft zählen zu den Funktionen der Muskelkräfte, den Bewegungsapparat zu stabilisieren und der Einwirkung äußerer Kräfte zu widerstehen sowie sich aktiv zu bewegen (Richard & Kullmer, 2013). *Bänder* oder *Ligamente* (Lig.) „dienen zur Verstärkung der Gelenkkapseln, zur Führung von Gelenkbewegungen und zur Hemmung des Bewegungsausschlags von Körperteilen, Organen und Gelenken“ (Richard & Kullmer, 2013, S. 163). Weiterhin halten sie Gelenkflächen zusammen und übernehmen mechanische Aufgaben. Eine aufrechte Haltung kann beispielsweise durch die ligamentäre Stabilisierung der Wirbelsäule und des Hüftgelenks, trotz geringer Muskelaktivität, erreicht werden (Richard & Kullmer, 2013). Die Verbindung zwischen Knochen und Muskeln stellen *Sehnen* dar, welche für die Übertragung von Muskelkräften auf das Skelett zuständig sind. Auch *Gelenke*, Verbindungen zwischen knorpeligen oder knöchernen Skelettelementen, können solche Kräfte, jedoch keine Momente übertragen (Richard & Kullmer, 2013). „Als Drehmoment wird das Produkt aus Kraft und senkrechtem Abstand der Kraftwirkungslinie zum Drehpunkt (Hebelarm) bezeichnet“ (Hüter-Becker & Dölken, 2011, S. 29). Wirkt ein Drehmoment (Produkt aus Kraft x Kraftarm und Last x Lastarm) auf das Gelenk, hat dies Drehbewegungen zur Folge, die durch die Skelettmuskulatur gebremst oder verhindert werden können. Neben der sogenannten Muskelhemmung können auch Knochen,

Bänder und Weichteile eine Begrenzung des Bewegungsausmaßes bewirken. Dabei übernimmt der *Gelenknorpel* mit seinen mechanischen Eigenschaften die Funktion, Stöße zu dämpfen. *Faszien* (fascia), *Sehnenscheiden* (Vagina synovialis), *Schleimbeutel* (Bursae synovialis) und *Sesamknochen* (Os sesamoidea) sind Hilfseinrichtungen der Muskeln und der Sehnen, die Reibungen und somit einen Verlust der Muskelarbeit reduzieren. Die Knie- scheibe (Patella) des Kniegelenks fungiert als ein solcher Sesamknochen bzw. ein solches Sesambein. Dabei ist eine Krafterparnis durch die Verlängerung des Hebelarms möglich.

1.2.1 Das Kniegelenk

Aufbau. Das Kniegelenk (Articulatio genus; Abb. 5) ist ein Drehscharniergelenk aus drei *knöchernen Strukturen* unterteilt in Femur (Oberschenkelknochen), Tibia (Schienbein) und Patella, woraus sich die Einzelgelenke Femorotibialgelenk und Femoropatellargelenk zusammensetzen (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll & Wesker, 2007). Die Patella gleicht einem Dreieck, welches nach unten hin spitz zuläuft. Die Innenseite ist mit Knorpel von 5 mm Dicke überzogen und passt sich der Kniescheibenrinne des Femurs an (Richard & Kullmer, 2013; Speckmann & Wittkowski, 2004; Wirhed, 2001). Als kraftumlenkende Rolle besteht die Funktion der Patella in der Vergrößerung des muskulären Hebelarms (Hüter-Becker & Dölken, 2011), wobei die Belastung auf das Femoropatellargelenk hauptsächlich in gebeugtem Knie zu tragen kommt (Richard & Kullmer, 2013). Das distale Ende des

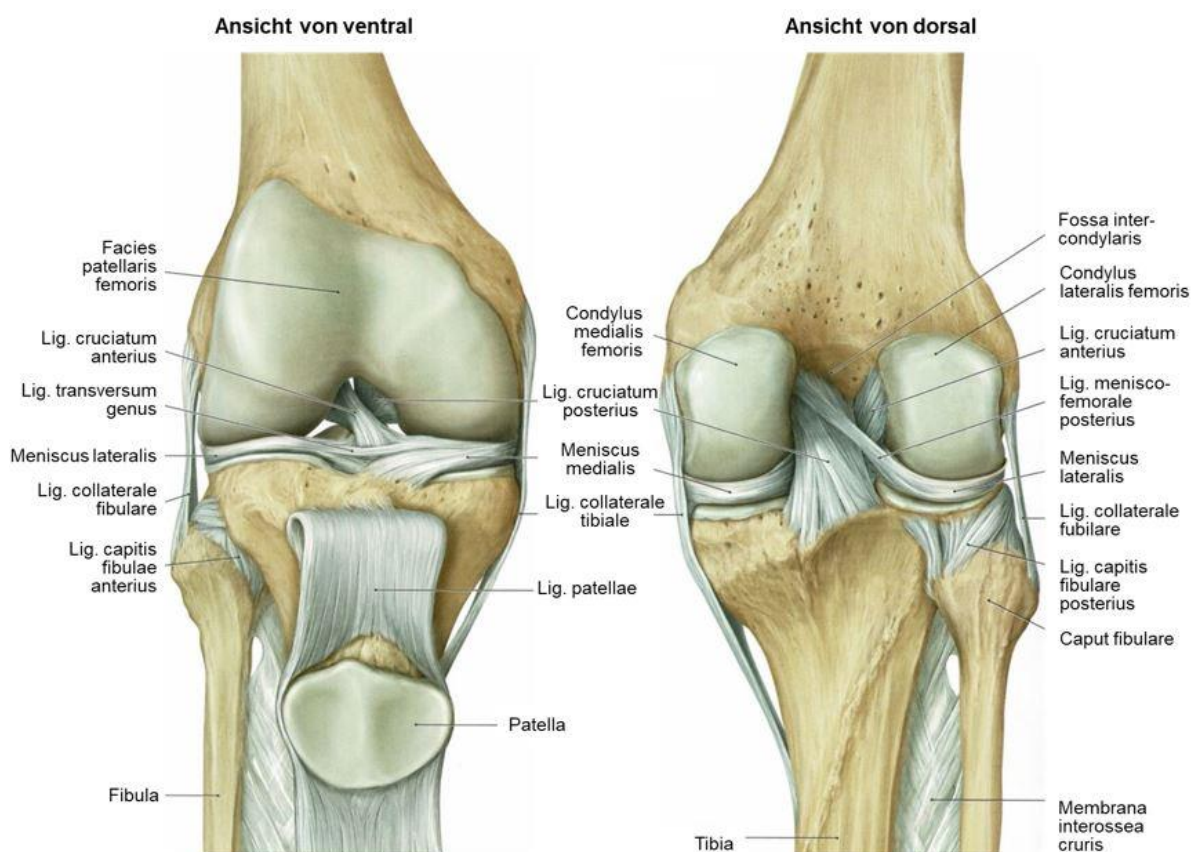


Abb. 5. Rechtes Kniegelenk von vorne (mit heruntergeklappter Patella) und von hinten (mod. nach Schünke et al., 2007, S. 438)

Femurs weist zwei mit hyalinem Knorpel überzogene Gelenkknorren, die laterale und mediale Femurkondyle auf, welche auf dem eher flachen Tibiaplateau aufliegen und somit das Femorotibialgelenk bilden. Dabei weist das Tibiaplateau eine breite Erhebung, die Eminentia intercondylaris, mit medial konkaver und lateral leicht konvexer bis ebener Form auf (Richard & Kullmer, 2013). Dazwischen liegen zwei keilartige Faserknorpelringe, die *Menisken*. Durch Lageveränderung ist eine Flächenvergrößerung zur Druckverteilung und Kraftübertragung möglich, um einem punktuellen Kontakt zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau entgegenzuwirken (Abb. 6). Der medial gelegene Meniskus bildet eine halbmondartige, der laterale eine fast geschlossene Kreisform, die sich den Kondylen optimal anpassen. Bestandteile der mechanischen Funktionen sind neben der Kraftübertragung auch die Stoßabsorption (Dämpfung) und Erleichterung von Drehbewegungen (Schmitt, Niederer, Cronin, Muser & Walz, 2014). Durch ihre Rolle bei der Gelenkführung tragen die Menisken zur Kniestabilisierung bei. Innerhalb des Kniegelenks kommt es aufgrund dieser strukturellen Gegebenheiten zu einer Kombination aus zwei Bewegungen. Zum einen das Rollen, wobei das Femur auf der Tibia nach hinten rollt, zum anderen das Gleiten. Hierbei gleitet das Femur auf dem gleichen Punkt der Tibia. Daraus ergibt sich eine *Roll-Gleit-Bewegung*, die übertragen auf das Bein eine Flexion von 120 bis 150° und eine Extension bis 10° ermöglicht (Schünke et al., 2007). Nur in der Flexion ist es möglich, dass der Unterschenkel nach innen und außen rotiert werden kann. Das Bewegungsausmaß ist für die Innenrotation auf maximal 10° und für die Außenrotation bis 40° begrenzt (Schünke et al., 2007).

„Der Ablauf dieser Rollgleitbewegung und die Stabilität des Kniegelenks in Beugestellung wird durch die Zwangsführung der Gelenkflächen von Tibia und Femur durch die Kreuzbänder gewährleistet, da während der gesamten Beugestreckbewegung Teile der Kreuzbänder gespannt sind.“ (Richard & Kullmer, 2013, S. 178)

Die Kreuzbänder gehören einem von zwei Bandsystemen an, bestehend aus dem vorderen und hinteren Kreuzband (Lig. cruciatum anterius, Lig. cruciatum posterius). Sie ziehen innerhalb der Gelenkkapsel bzw. Fossa intercondylaris (intraartikulär) von den Femurkondylen zum Tibiaplateau (Speckmann & Wittkowski, 2004). Die Lage wird als retrosynovial bezeichnet, da die Bänder frontal und lateral von Synovia (Gelenkflüssigkeit) umgeben sind. Die Kreuzbänder sind in der Lage, das Knie in gebeugtem Zustand nach anterior und posterior zu sichern, jedoch findet primär keine laterale Stabilisierung statt. Zum weiteren Bandsystem gehören daher auch die Seitenbänder, lateral und medial vom Kniegelenk gelegen

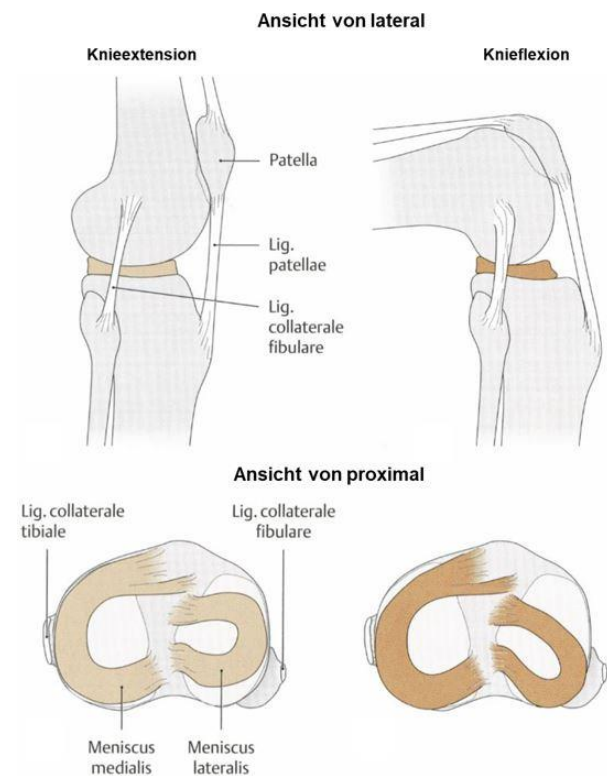


Abb. 6. Lageveränderung der Menisken bei Knieflexion (mod. nach Schünke et al., 2007, S. 441)

(Lig. colaterale laterale, Lig. colaterale mediale), die das Kniegelenk gegen Abduktions- und Adduktionsstress stabilisieren können. Da die knöchernen Strukturen nicht wesentlich zur Kniegelenksstabilität beitragen, übernehmen die *Bänder* diese Aufgabe, was sie besonders verletzungsanfällig macht (Schmitt et al., 2014). Das Bewegungsausmaß der Rollbewegung wird beispielsweise vom vorderen Kreuzband (VKB) begrenzt, um so einer hohen anterioren Tibiatranslation entgegenzuwirken (vordere Schublade). Wirken jedoch zu hohe Kräfte, kann ein Riss oder eine Ruptur im Bandsystem entstehen (Schmitt et al., 2014).

Kreuzbänder. Das *VKB* besteht aus zwei funktionellen Bündeln mit verschiedener Ausrichtung und entsprechend unterschiedlichen Spannungsverhältnissen: das anteromediale (AM) und posterolaterale (PL) Bündel (Petersen, Forkel, Achtnich, Metzlauff & Zantop, 2012). Die Terminologie ergibt sich aus den entsprechenden Tibia-Ansatzpunkten. Die Fasern des PL-Bündels, welche distal am Femur entspringen, ziehen zum posterolateralen Anteil der Tibia (Zantop, Herborn, Raschke, Fu & Petersen, 2007; Zantop, Petersen, Sekiya, Musahl & Fu, 2006), wobei es in Extension zunehmend gespannt ist (Petersen et al., 2012). Dahingegen hat das AM-Bündel seinen Ursprung am proximalen Teil der Femurkondyle und zieht entsprechend der Namensgebung zum anteromedialen Teil der Tibia. Es befindet sich unter zunehmender Spannung bei Flexion (Petersen et al., 2012; Zantop et al., 2007; Zantop et al., 2006). Die zwei Bündel des VKBs ermöglichen eine Sicherung des Kniegelenks in verschiedenen Beugewinkeln gegen eine tibiale Verschiebung nach vorne. Gleichzeitig übernimmt das PL-Bündel unter streckungsnahen Bewegungen eine Rotationssicherung des lateralen Tibiaplateaus in Innenrotation und unter Abduktionsstress (pivot shift mechanism) (Petersen et al., 2012; Zantop et al., 2007). Das kräftigere *hintere Kreuzband* (HKB) zieht von der dorsalen Tibiakante zur lateralen Fläche der medialen Femurkondyle und ist unterteilt in posteromediales und anterolaterales Bündel (Krüger-Franke, 2016). Die Funktion liegt in der Kniestabilisierung gegenüber posterior gerichteten Tibiatranslationen und in der Unterstützung des VKBs. Insgesamt verhindern die Kreuzbänder ein „seitliches Abknicken und ein Abgleiten des Oberschenkelknochens vom Schienbein nach vorne, nach hinten oder zur Seite“ (Richard & Kullmer, 2013, S. 178). Wie bereits aus Abbildung 1 hervorgeht, ist das HKB (1 %) verglichen zum VKB (45 %) seltener von Verletzungen betroffen.

Seitenbänder. Das in der medialen Kapsel integrierte *innere Seitenband* wird auch als mediales Kollateralband (MKB) bezeichnet. Es zieht von der medialen Femurkondyle zur Tibia als auch zum medialen Meniskus (Krüger-Franke, 2016). Aufgrund dieser Geometrie ist es dem MKB möglich, das Kniegelenk gegenüber lateralen Verschiebungen zu sichern. Gleichzeitig bedingt diese anatomische Lage eine erhöhte Vulnerabilität (Krüger-Franke, 2016). Extrakapsulär gelegen, befindet sich das *äußere Seitenband* bzw. laterale Kollateralband (LKB), welches von der lateralen Femurkondyle zur Fibulaspitze verläuft. Das LKB verhindert laterale Verschiebungen, hauptsächlich Knieadduktionsbewegungen (Krüger-Franke, 2016). Da beide Seitenbänder bei Extension gestrafft sind, verhindern sie ebenfalls eine Kniegelenksüberstreckung. Sobald das Knie bis zu 90° gebeugt wird, ist ein Bewegungsausmaß von 40° in der Außen- und 10° in der Innenrotation möglich, danach sind die Seitenbänder wieder straff und dämpfen den Bewegungsumfang ein (Schünke et al., 2007).

Muskuläre Gelenkstabilisierung. Auch die Muskulatur (Tab. 2) übernimmt eine Stabilisierungsfunktion des Knies bei dynamischen Bewegungen. Vor allem die neuromuskuläre Ansteuerung in unvorhersehbaren Sportsituationen spielt eine entscheidende protektive Rolle. Beispielsweise kann durch den muskulären Hebelarm eine gelenkstabilisierende Wirkung erzeugt werden. Durch die Patellasehne (Lig. patellae), welche aus dem distalen Ende des Quadrizepsmuskels (M. quadriceps femoris) entspringt, kann der Hebelarm zur Knieachse vergrößert und ein höheres Kraftpotential erreicht werden.

Kniegelenksstrecker. Der vierköpfige *M. quadriceps femoris* besteht aus dem M. rectus femoris und den Mm. vastus lateralis, medialis, intermedius und zählt funktionell zu den Kniestreckern. Der *M. rectus femoris* hat seinen Ursprung am Darmbein, u. a. an den vorderen, unteren Darmbeinstacheln (Spina iliaca anterior inferior), die *Mm. vasti* entspringen am Schaft des Femurs (Tab. 2). Zusammen münden sie über die Quadrizepssehne in die Patellasehne, welche an der Tuberositas tibiae, der Schienbeinrauigkeit, ihren Ansatz hat. Dadurch kann der M. quadriceps femoris bei Muskelaktivität auf die Tibia einwirken. Zu anterior gerichteten Kräften kommt es, wenn der Muskel seine primäre Funktion, die der Knieextension, verrichtet. Sekundär ist der M. quadriceps femoris als Antagonist bei der Knieflexion aktiv. Des Weiteren agiert der M. rectus femoris als hüftumgreifender Muskel bei der Hüftflexion. Insgesamt leistet der vierköpfige Muskel einen Beitrag zur Kniestabilisierung in allen drei Ebenen (Bencke, Aagaard & Zebis, 2018). Bei einer unverhältnismäßigen Aktivierung (Quadrizeps-Dominanz) verglichen zur Muskulatur der Oberschenkelrückseite, kann die protektive Wirkung verloren gehen, und übermäßige Scherkräfte im Kniegelenk entstehen (Bencke et al., 2018). Diese treten im besonderen Ausmaß während der Kontaktphase bei Landungen auf (Sugimoto, Alentorn-Geli, Mendiguchia, Samuelsson, Karlsson & Myer, 2015; Sugimoto, Myer, Foss & Hewett, 2014) und sind bei Knieflexionswinkeln bis 35° am stärksten ausgeprägt. Eine Quadrizeps-Dominanz verursacht ferner Innenrotations- und Abduktionsmomente im Knie, die als Prädiktoren für VKB-Verletzungen gelten (Hewett et al., 2005a). In der Konsequenz kann es zu Rupturen kommen (Bencke et al., 2018; Zebis, Andersen, Bencke, Kjaer & Aagaard, 2009). Infolge einer Quadrizepsschwäche erfolgt ein Ausgleich durch Hyperextension (Genu recurvatum) des Kniegelenks, sodass im Stand ein passiver kapsulärer Halt eingenommen werden kann (Wieben & Falkenberg, 2008).

Ein weiterer Kniegelenksstrecker ist der *M. tensor fasciae latae*. Dieser verläuft lateral am Oberschenkel mit Ursprung am Darmbeinkamm (Christa iliaca) und der lateralen Fläche des vorderen oberen Darmbeinstachels (Spina iliaca anterior superior). Der Muskel setzt am kräftigen Sehnenstrang der Oberschenkelfaszie (Tractus iliotibialis) im Bereich des mittleren Femurschafts an (Martini, Timmons & Tallitsch, 2012). Die Funktion liegt neben der Knieextension in der Hüftabduktion und -innenrotation mit Beteiligung an der Knieaußenrotation. Ferner kann der M. tensor fasciae latae ein Abduktionsmoment im Kniegelenk bewirken (Besier et al., 2003), weshalb er für das Verletzungspotential ebenfalls eine wichtige Rolle spielt.

Tab. 2. *Muskeln des Kniegelenks*

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
Kniegelenksexтенsoren			
M. quadriceps femoris (vierköpfiger Oberschenkelmuskel)			
<ul style="list-style-type: none">M. rectus femoris	Spina iliaca anterior inferior und obere Kante d. Azetabulums am Os ilium	Tuberositas tibiae	Knieextension Hüftflexion (M. rectus femoris)
<ul style="list-style-type: none">M. vastus medialis	Linea aspera		
<ul style="list-style-type: none">M. vastus lateralis	Linea aspera (proximal), anterior und inferior von Trochanter major		
<ul style="list-style-type: none">M. vastus intermedius	Linea aspera (distal), anterolaterale Fläche d. Femurs		
Kniegelenksflexoren			
M. biceps femoris (zweiköpfiger Oberschenkelmuskel)	Zweiköpfig: Caput longum: Tuber ischiadicum (Hinterfläche Sitzbeinhöcker) Caput breve: Linea aspera	Caput fibulae (Fibulakopf)	Knieflexion und -außenrotation Hüftextension (Caput longum) und -außenrotation
M. semitendinosus (Halbsehnenmuskel)	Tuber ischiadicum	Proximale, mediale Tibiafläche	Knieflexion und -innenrotation Hüftextension und -innenrotation
M. semimembranosus (Plattsehnenmuskel)	Tuber ischiadicum	Condylus medialis tibiae (medialer Kondylus der Tibia), hinterer Anteil der Gelenkkapsel	Knieflexion und -innenrotation Hüftextension und -innenrotation
M. sartorius (Schneidermuskel)	Spina iliaca anterior superior (vorderer, oberer Darmbeinstachel)	Mediale Schienbeinkante nahe der Tuberositas tibiae	Knieflexion und -innenrotation Hüftflexion, -außenrotation und -abduktion
M. gracilis (Schlankmuskel)	R. inferior ossis pubis (unterer Schambeinast)	Mediale Fläche der Tibia bis zum Condylus medialis	Knieflexion und -innenrotation Hüftadduktion und -innenrotation
M. popliteus (Kniekehlenmuskel)	Condylus lateralis am Femur	Posteriore Fläche des proximalen Tibiaschafts	Knieflexion und Innenrotation der Tibia
Kniegelenksflexoren der Unterschenkelmuskulatur			
M. gastrocnemius (Zwillingswadenmuskel)	Femurkondylen	Calcaneus über Achillessehne (Fersenbein) (mit M. soleus auch als M. triceps surae bez.)	Knieflexion Plantarflexion und Supination des Sprunggelenks

Quellen: Martini, Timmons & Tallitsch, 2012; Menche, 2016; Speckmann & Wittkowski, 2004; Valerius, Frank, Kolster, Hamilton, Alexandre-Lafont & Kreutzer, 2014

Kniegelenksbeuger. Die ischiocrurale Muskulatur, auch englisch *Hamstrings* genannt, befindet sich auf der Oberschenkelrückseite und besteht aus drei großen Muskeln: dem M. biceps femoris, M. semitendinosus und M. semimembranosus. Den Ursprung hat der zweiköpfige M. *biceps femoris* mit seinem langen Kopf (Caput longum) an der hinteren Fläche der Sitzbeinhöcker (Tuber ischiadicum), wohingegen der kurze Kopf (Caput breve) entlang der rauen Linie (Linea aspera) am Femurschaft entspringt. Der Ansatz befindet sich am Fibulakopf (Condylus lateralis tibiae). Die Funktionen bestehen in einer Flexion bei gestrecktem und Außenrotation bei gebeugtem Kniegelenk. Gleichzeitig kann über das Caput longum eine Hüftextension und Außenrotation des Femurs initiiert werden. Sekundär erfolgt bei gebückter Haltung eine Abflachung der Lendenlordose durch Aufrichtung des Beckens (Valerius et al., 2014). Der M. *semitendinosus* entspringt am Tuber ischiadicum und setzt an der proximalen medialen Tibiafläche an. Der M. *semimembranosus* hat seinen Ursprung ebenfalls am Tuber ischiadicum, setzt jedoch an der medialen Tibiakondyle und am hinteren Anteil der Gelenkkapsel an. Beide Muskeln sind an der Knieflexion und -innenrotation beteiligt. Da die Muskeln die Hüfte umgreifen, können sie bei Innervation zusätzlich zur Hüftextension und -innenrotation beitragen. Drei kleinere Kniegelenksbeuger und -innenrotatoren sind der M. *sartorius*, M. *gracilis* und M. *popliteus* (Tab. 2). Letzterer, auch als Kniekehlenmuskel bezeichnet, zieht den Außenmeniskus während der Knieflexion nach posterior und verhindert somit ein Einklemmen der Gelenkkapsel (Menche, 2016). An der Knieflexion ist auch der M. *gastrocnemius* beteiligt, welcher zur Unterschenkelmuskulatur gehört, an den Femurkondylen entspringt und zum Fersenbein (Calcaneus) zieht. Dieser ermöglicht eine Plantarflexion und Supination im Sprunggelenk. Des Weiteren werden erhöhte Aktivitäten des M. *gastrocnemius* bei Landungen im Zusammenhang mit erhöhter Quadrizepsaktivität und gleichzeitig niedrigeren VKB-Kräften gefunden. Der M. *gastrocnemius* kompensiert somit die reduzierte Muskelaktivität der Hamstrings. Morgan, Donnelly und Reinbolt (2014) schließen auf eine allgemeine Muskelstrategie, welche zu höheren Gelenkkompressionen und zusammen mit der Quadrizepsaktivität zu höherer Gelenksteifigkeit des Kniegelenks führt. Die Arbeitsgruppe um Besier et al. (2003) vermutet, dass aufgrund der anatomischen Gegebenheiten der mediale Teil des M. *gastrocnemius* ein Adduktions- und Außenrotationsmoment und der laterale Teil ein Abduktions- und Innenrotationsmoment in einem Winkelbereich zwischen 20 bis 50° Knieflexion verursachen kann.

Die Kniebeuger führen zu einer dorsalen Stabilisierung des Kniegelenks (Wieben & Falkenberg, 2008) und wirken als Rotatoren. Die mediale Muskelgruppe (Mm. *semitendinosus*, *semimembranosus*, *sartorius*, *gracilis* und *popliteus*) bewirkt eine Innenrotation, wohingegen die laterale Muskelgruppe (M. *biceps femoris*) eine Außenrotation im Kniegelenk ermöglicht (Speckmann & Wittkowski, 2004). Aufgrund der Lage der Hamstrings kann es zu einer nach posterior gerichteten Tibiatranslation mit Entlastung des VKBs kommen (Bencke et al., 2018). Dies belegen sowohl Studien an Leichen als auch Computermodellierungsstudien (u. a. Draganich & Vahey, 1990; Li, Rudy, Sakane, Kanamori, Ma & Woo, 1999; Renström, Arms, Stanwyck, Johnson & Pope, 1986). Bei einer Schwäche oder einem Ausfall der Hamstrings ist der große Gesäßmuskel (M. *gluteus maximus*) in der Lage, diesen zu kompensieren, im Kniegelenk kann es jedoch zu einer Überstreckung kommen (Valerius et al., 2014).

Zusammenfassung. Wesentliche Aufgabe des Kniegelenks ist die Stütz- und Tragefunktion. Es besteht aus drei knöchernen Strukturen, die nicht zur Kniegelenksstabilität beitragen. Die Patella ermöglicht als sogenanntes Sesambein eine Vergrößerung des muskulären Hebelarms und dient gleichzeitig als kraftumlenkende Rolle. Die Menisken vergrößern die Kontaktfläche und übernehmen mechanische Funktionen (Kraftübertragung, Stoßabsorption). Sie sind beweglich, erleichtern Drehbewegungen und spielen eine Rolle bei der Gelenkführung und Stabilisierung des Kniegelenks. Aufgrund ihrer strukturellen Lage und ihren mechanischen Eigenschaften erschließt sich die Funktion der Bänder im Kniegelenk zur dessen Stabilisierung. Insgesamt ermöglichen die Bänder eine Knieflexion mit Außenrotation bis 40° und leichter Innenrotation von 10° bis die Seitenbänder wieder gespannt sind. Die Funktion der Kreuzbänder für die dynamische Kniegelenksstabilität kann zusammengefasst werden in die Stabilisierung gegenüber (1) einer anteroposterioren Tibiatranslation und (2) einer lateralen Tibiarotation sowie gleichzeitig (3) einer erhöhten Knieabduktion. Die Seitenbänder sind in Streckstellung als auch in der Rotation bei gebeugtem Knie gespannt und wirken somit einer (4) Hyperextension und gleichzeitig (5) erhöhtem Abduktions- und Adduktionsstress entgegen. Darüber hinaus übernimmt die Muskulatur protektive, gelenkstabilisierende Aufgaben. Zu den wichtigsten kniegelenksbeeinflussenden Muskeln zählen der M. quadriceps femoris und die ischiocrurale Muskulatur. Da der Quadrizeps in der Lage ist, anterior gerichtete Kräfte auf die Tibia auszuüben, welche mit einer erhöhten Spannung des VKBs einhergehen, kann dieser auch eine Verletzung des VKBs bedingen. Die ischiocrurale Muskulatur wirkt dem M. quadriceps femoris entgegen, indem diese Scherkräfte nach posterior bewirkt, die in der Folge das VKB entlasten. Eine Ko-Kontraktion von Kniestrecker und -beuger führt zu einer muskulären Stabilisierung des Knies in Frontal- und Sagittalebene. Eine kompensatorische Reaktion auf eine niedrigere Aktivität der Hamstrings ist beim M. gastrocnemius zu beobachten, welcher für eine erhöhte Gelenksteifigkeit und Schutz vor Verletzungen eintritt. Gleichzeitig liegt die Vermutung nahe, dass auch Abduktions- und Adduktionsmomente durch den medialen und lateralen Teil des Muskels erzeugt werden können.

1.2.2 Das Becken und das Hüftgelenk

Aufbau Becken. Zum Becken (Pelvis) gehören das Kreuzbein (Os sacrum) und zwei Hüftbeine (Ossa coxae) bestehend aus jeweils einem Darmbein (Os ilium), Sitzbein (Os ischii) und Schambein (Os pubis) (*Abb. 7*). Die Hüftbeine bilden den Beckengürtel und sind miteinander über die Symphysis pubica, einer knorpeligen Schambeinfuge als auch über die Iliosakralgelenke (Articulationes sacroiliacae, auch Kreuzbein-Darmbein-Gelenke) mit dem Kreuzbein verbunden (Schünke et al., 2007). Die Iliosakralgelenke werden aufgrund des straffen Bandapparates als Amphiarthrosen bezeichnet (Faller & Schünke, 2012). Das Bewegungsausmaß dieses knöchernen Beckenrings ist nur geringfügig möglich. Die Stabilität des Beckens hängt von zwei Bändern ab, dem kräftigeren Lig. sacrotuberale, welches vom Sitzbeinhöcker zum Kreuzbein zieht, und dem schwächeren Lig. sacrospinale zwischen Kreuzbein und Sitzbeinstachel (Spina ischiadica) (Faller & Schünke, 2012). Eine Stabilisierung des Beckens ist entscheidend für die Lastübertragung des Rumpfes auf die unteren Gliedmaßen (Schünke et al., 2007). Aufgrund des anatomischen Aufbaus kann das Becken

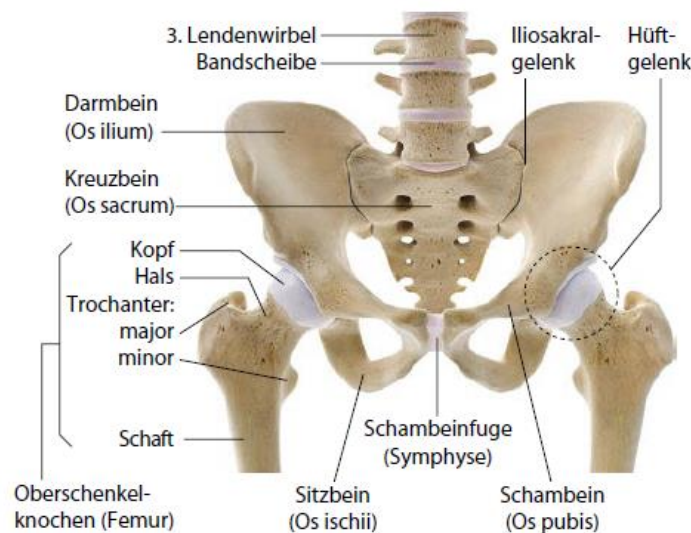


Abb. 7. Knöcherner Aufbau des Beckens und des Hüftgelenks (aus der Fünten et al., 2013, S. 113)

weiterhin in ein großes und kleines Becken unterteilt werden. Die Grenze dazu bildet der Beckenring, welcher sich aus der Linea arcuata (knöcherne Linie), dem Oberrand der Symphyse und der Bandscheibe zwischen dem fünften Lendenwirbel und dem Kreuzbein zusammensetzt (Faller & Schünke, 2012). Dieser Beckenring wird auch als Linea terminalis bezeichnet und bildet bei aufrechtem Stand mit der Horizontalen einen Winkel von 60° (Faller & Schünke, 2012).

Großes und kleines Becken. Jeweilige Begrenzungen des großen Beckens finden sich lateral durch die Beckenschaufeln der Darmbeine sowie posterior im Kreuzbein. Als Darmbein- oder Beckenkamm (Christa iliaca) wird der Oberrand der Beckenschaufeln bezeichnet (Faller & Schünke, 2012), von dem aus viele Muskeln entspringen. Dabei weist das Darmbein einen besonderen knöchernen Vorsprung auf, den oberen vorderen Darmbeinstachel (Spina iliaca anterior superior). Dieser markante Punkt wird oft auch als anatomischer Orientierungspunkt bei der Anbringung von Hautmarkern im Rahmen der Bewegungsanalyse verwendet (Kap. 2.1, 4.2). Das kleine Becken besteht aus den Schambeinen und den Sitzbeinen. Durch die Konstellation der oberen und unteren Schambeinäste sowie dem posterior gelegenen Sitzbein entsteht das sogenannte Hüftbeinloch (Foramen obturatum), welches durch bindegewebige Membran (Membrana obturatoria) verschlossen ist. Auf Höhe des Steißbeins, der beiden Sitzbeinstacheln und der beiden Sitzbeinknorren befindet sich der Beckenausgang (Faller & Schünke, 2012). Geschlechtsspezifische Unterschiede finden sich unter anderem in den Beckenschaufeln, den Winkeln der beiden unteren Schambeinäste, der Form des Hüftbeinlochs sowie der Breite des Beckenausgangs. Auf dem offenen Beckenausgang lastet das gesamte Gewicht der inneren Organe, weshalb dieser mit einer Reihe von Muskeln und Bändern ausgestattet ist (Menche, 2016). Die Funktion des *Beckenbodens* liegt im Tragen der Eingeweide und Regulierung der Kontinenz. Insgesamt stellt das Becken die funktionale Verbindung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten dar (Weltin et al., 2014).

Aufbau Hüftgelenk. Das Hüftgelenk (Articulatio coxae) ist ein Kugelgelenk aus Hüftpfanne (Acetabulum) und Femurkopf (Caput femoris). Man nennt es auch das *Nussgelenk* (Schünke et al., 2007), da der Femurkopf weitgehend von der Pfanne umschlossen wird. Dadurch erhält das Gelenk eine gute knöcherne Führung. Bestandteile der Hüftpfanne sind alle drei knöchernen Teile des Hüftbeins: Schambein, Darmbein und Sitzbein. Hüftpfanne als auch Femurkopf sind mit Knorpel überzogen. In der Gelenkkapsel befinden sich starke Bänder, die das Bewegungsausmaß begrenzen können. Das Lig. iliofemorale ist das stärkste Band im Körper mit einer Zugfestigkeit von 350 kg (Faller & Schünke, 2012). Es begrenzt Hüftbewegungen nach hinten, wobei das Lig. pubofemorale Bewegungen nach außen eindämmt. Zusammen mit dem Lig. ischiofemorale bilden sie aufgrund ihres schraubenartigen Verlaufs von Hüftbein zum Femur die *Bänderschraube* (Menche, 2016). Drehpunkt des Hüftgelenks ist das Zentrum des Femurkopfs und erlaubt sechs Bewegungen um die drei Hauptachsen (Schünke et al., 2007, S. 430):

1. Transversalachse: Flexion (Anteversion) und Extension (Retroversion)
2. Sagittalachse: Abduktion und Adduktion
3. Longitudinalachse: Innenrotation und Außenrotation

Das Bewegungsausmaß im Hüftgelenk wird ausgehend von der Neutral-Null-Stellung (0°) beschrieben. Die Flexion und Abduktion sind gegenüber der Extension und Adduktion in größerem Umfang möglich. Abhängig von der Position des Femurkopfs in der Hüftgelenkpfanne kann die Abduktion von 50° bei Hüftextension auf 80° bei einer rechtwinkligen Hüftflexion erhöht werden. Die Adduktion wird hingegen von 30 auf 20° reduziert. Die Außenrotation verändert sich ebenfalls in Abhängigkeit der Hüftposition. Bei einer 90°-Flexion im Hüftgelenk kann eine Außenrotation von 50° erfolgen, wohingegen in Bauchlage mit gestrecktem Hüftgelenk und einer 90°-Knieflexion eine Außenrotation von 30° erreichbar ist.

Muskeln. Die hüftumgebende Muskulatur (*Abb. 8*) wird oftmals dem Rumpf oder dem Oberkörper zugeschrieben (Willson et al., 2005). Dabei wird in der englischsprachigen Literatur vom *lumbopelvic-hip complex* (LPHC) gesprochen. Dieser besteht aus aktiven und passiven Strukturen des Beckens, der Hüfte und der Lendenwirbelsäule (LWS). Die Kraft der hüftumgebenden Muskulatur steht in Beziehung zur Kniekinematik und konnte als prospektiver Faktor von VKB-Verletzungen nachgewiesen werden (Khayambashi, Ghoddosi, Straub & Powers, 2016; Steffen, Nilstad, Kristianslund, Myklebust, Bahr & Krosshaug, 2016). Zudem spielen das Becken und die Hüfte als Bindeglied zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten eine entscheidende Rolle im Krafttransfer zwischen diesen. Dies lässt darauf schließen, dass eine optimale Leistung begünstigt werden kann. Die wichtigsten Muskeln, die das Hüftgelenk umschließen, sind der große, kleine und mittlere Gesäßmuskel (Mm. glutei maximus, minimus, medius), die Adduktorengruppe und die Hüftbeuger (*Tab. 3*).

Hüftgelenksflexoren. Der wichtigste Hüftbeuger ist der M. iliopsoas (Lenden-Darmbein-Muskel) bestehend aus dem großen Lendenmuskel (M. psoas major) und dem Darmbeinmuskel (M. iliacus). Zudem zählen der M. tensor fasciae latae und die unter Kniemuskeln aufgeführten M. rectus femoris und M. sartorius zu den Hüftbeugern. Der M. iliopsoas hat

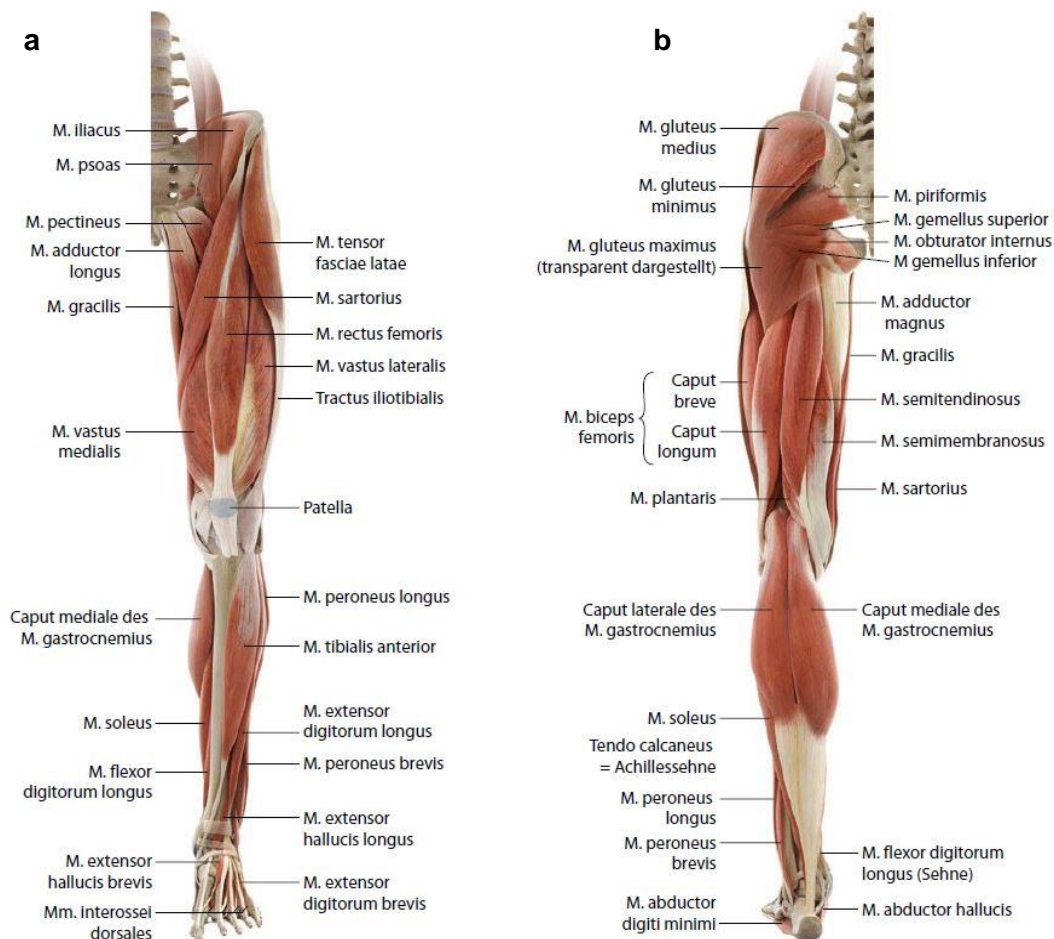


Abb. 8. Ober- und Unterschenkelmuskulatur a: von vorne; b: von hinten (aus der Fünten et al., 2013, S. 115)

seinen Ursprung an der LWS und begünstigt bei Anspannung eine Verstärkung der Lendenlordose mit ventraler Beckenkippung. Dies macht sich beispielsweise bemerkbar, wenn aus der Rückenlage eine Hüftflexion stattfindet (Valerius et al., 2014). Primäre Aufgabe ist die Balancierung des Rumpfes auf den Femurköpfen, sekundär auch die Flexion und Außenrotation des Femurs. Durch die Beteiligung der Bewegungen des Oberkörpers und der unteren Extremitäten, wird deren Verknüpfung deutlich. Der *M. tensor fasciae latae* hat seinen Ursprung an der Christa iliaca sowie dem vorderen oberen Darmbeinstachel und zieht zum Tractus iliotibialis, einem Teil der Fascia lata. Dieser Muskel beugt und abduziert das Bein im Hüftgelenk und ist in der Lage, als Hüftinnenrotator zu agieren. Im Gegensatz dazu führt der *M. sartorius* zu einer Hüftaußen- und Knieinnenrotation mit Flexion im Hüft- und Kniegelenk. Er zieht als längster Muskel im menschlichen Körper von der Spina iliaca anterior superior schräg über den vorderen Oberschenkel zur medialen Seite der Tibia (Menche, 2016). Verkürzungen der Flexoren führen zu einer Beckenkippung nach anterior und Verstärkung der Lendenlordose. Bei Muskelschwäche sind Hilfestellungen beim Treppensteigen und Aufstehen aus der Rückenlage notwendig (Schünke et al., 2007; Wieben & Falkenberg, 2008).

Tab. 3. Muskeln der Becken-Hüft-Region

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
Hüftgelenksflexoren			
M. iliopsoas (Darmbein-Lendenmuskel)			
• M. psoas major	Vorderflächen und Querfortsätze der Th12–L5	Trochanter minor	Hüftflexion und -außenrotation, Lateralflexion des Rückgrats
• M. iliacus	Fossa iliaca (Innenfläche der Darmbeinschaukel)		
M. tensor fasciae latae (Schenkelbindenspanner)	Christa iliaca und laterale Fläche der Spina iliaca anterior superior	Tractus (Tr.) iliotibialis (kräftiger Sehnenstrang der Oberschenkelfaszie)	Hüftabduktion und -innenrotation Knieextension und -außenrotation Strafft Fascia lata
M. sartorius (s. Tab. 2)			
Hüftgelenksextensoren			
M. gluteus maximus (großer Gesäßmuskel)	Christa iliaca, dorsale Fläche des Os sacrum, dorsalis Os ilium, Fascia thoracolumbalis, Os coccyges	Tr. iliotibialis, Tuberositas gluteae	Hüftextension und -außenrotation -abduktion (kranialer Teil) -adduktion (kaudaler Teil) Stabilisierung bei Knieextension (Tr. iliotibialis) Dorsale Beckenkipfung
Hüftgelenksabduktoren			
M. gluteus medius (mittlerer Gesäßmuskel)	Christa iliaca anterior, laterale Fläche d. Os ilium zw. Lineae gluteae posterior u. anterior	Trochanter major (großer Rollhügel)	Hüftabduktion und -innenrotation
M. gluteus minimus (kleiner Gesäßmuskel)	Laterale Fläche d. Os ilium zw. Lineae gluteae inferior u. anterior	Trochanter major	Hüftabduktion und -innenrotation
Hüftgelenksadduktoren			
M. adductor brevis (kleiner Anzieher)	R. inferior ossis pubis (unterer Schambeinast)	Linea aspera (Oberschenkelkeiste)	Hüftadduktion, -flexion und -außenrotation
M. adductor longus (langer Anzieher)	R. inferior ossis pubis, i.d. Nähe d. Schambeinfuge	Linea aspera	Hüftadduktion, -flexion und -innenrotation
M. adductor magnus (großer Anzieher)	R. inferior ossis pubis, Teile des Scham- und Sitzbeins	Linea aspera u. Tuberculum adducto-rium (inneren Oberschenkelknorren)	Hüftadduktion, -extension (hinterer Teil) -flexion und -innenrotation (vorderer Teil)
M. pectineus (Kaumuskel)	R. superior ossis pubis (oberer Schambeinast)	Linea pectinae (Schenkelbeins) bis Trochanter minor	Hüftadduktion, -außenrotation und -flexion
M. gracilis (s. Tab. 2)			

Quellen: Martini et al., 2012; Menche, 2016; Speckmann & Wittkowski, 2004; Valerius et al., 2014

Hüftgelenksextensoren. Der *M. gluteus maximus* ist als wichtigster Strecker hauptsächlich für die Hüftextension zuständig sowie sekundär an der Hüftaußenrotation beteiligt. Zusätzlich findet eine Stabilisierung des Beckens in Sagittal- und Frontalebene statt, wodurch der *M. gluteus maximus*, insbesondere bei ventraler Körperschwerpunktverlagerung, zur Rumpfstabilität beiträgt (Schünke et al., 2007). Die dorsalen Anteile des *Mm. glutei medius* und *minimus* unterstützen die Hüftgelenksextension. Die rückseitige Oberschenkelmuskulatur ist ebenfalls unter den Hüftgelenksextensoren einzuordnen. Dazu zählen der *M. biceps femoris*, *M. semitendinosus* und *M. semimembranosus*, die den *M. gluteus maximus* unterstützen. Eine Verkürzung der Extensoren tritt selten auf, im Gegensatz zur Muskelschwäche. Als Folge einer Schwäche kann eine Instabilität während der Standbeinphase resultieren (Schünke et al., 2007).

Hüftgelenksabduktoren. Die für das Abspreizen der Hüfte verantwortlichen Muskeln sind die *Mm. glutei medius* und *minimus*, die von der Außenfläche der Darmbeinschaufeln zum Trochanter major verlaufen. Beide wirken mit ihren ventralen Fasern zusätzlich nach innen rotierend, die dorsalen Fasern bewirken eine Außenrotation. Beim Laufen erfüllen die Muskeln statische Aufgaben und stabilisieren das Becken gegenüber seitlicher Abkipfung in der Frontalebene (Menche, 2016). Folglich kann es bei Muskelschwäche zum Absinken der Hüfte kommen (Trendelenburg-Zeichen) oder zu einem kompensatorischen Hinüberneigen des Oberkörpers auf die Standbeinseite (Duchenne-Zeichen) (Wieben & Falkenberg, 2008). Ferner kann bei komplexen Landemanövern oder Richtungswechseln ein schwacher *M. gluteus medius* zu einem dynamischen Valgus führen (Alentorn-Geli et al., 2009). Schwache Hüftabduktoren verursachen veränderte Koordinationsmuster des Ober- und Unterkörpers (Smith, Popovich & Kulig, 2014). Ursache dafür ist die veränderte Einwirkung von Belastungen auf das Kniegelenk. Während dynamischen Anforderungen bei gleichzeitiger Abduktorenschwäche verändert sich das gesamte Schwerelot bzw. die Beinachsensymmetrie, weswegen bestimmte Leistungsanforderungen nicht mehr erfüllt werden und Verletzungen auftreten können.

Hüftgelenksadduktoren. Die Adduktorengruppe (*Mm. adductores*) setzt sich aus *M. adductor brevis*, *M. adductor longus*, *M. adductor magnus*, *M. gracilis* und *M. pectineus* zusammen. Außerdem sind die drei großen Muskeln der ischiocruralen Muskulatur an der Hüftadduktion beteiligt. Der Schambeinast (Ramus (R.) ossis pubis) dient als Ursprung dieser Muskeln, die hauptsächlich am Femur ansetzen. Sie führen das abduzierte Bein wieder heran. Die *Mm. adductores brevis* und *longus* unterstützen darüber hinaus die Flexion bis es bei einem Flexionswinkel von 80° zu einer Umkehrung der Muskelfunktion in eine Unterstützung der Extension übergeht (Schünke et al., 2007). Mit Ausnahme des *M. pectineus*, welcher an der Knieflexion und -innenrotation beteiligt ist, führen die *Mm. adductores* zu einer Beckenstabilisierung in Frontal- und Sagittalebene. Verkürzungen führen zu einer Beinlängendifferenz, wodurch es vor allem im LWS-Bereich und den Iliosakralgelenken zu Funktionsstörungen kommen kann (Wieben & Falkenberg, 2008). Als Folge einer Muskelschwäche kommt es zu fehlender Standsicherheit und Instabilität.

Zusammenfassung. Das Becken besteht aus Kreuzbein und den Hüftbeinen und wird ferner in großes und kleines Becken unterteilt. Die Iliosakralgelenke haben knorpelige Verbindungen und einen straffen Bandapparat. Da das Becken das Bindeglied zwischen Ober- und Unterkörper darstellt, ist dessen Stabilität unabdingbar für die Kraftübertragung. So können Verletzungen vorgebeugt und gleichzeitig eine optimale Leistung, den Anforderungen entsprechend, erbracht werden. Gleichzeitig ist das Becken der Ursprung für eine Reihe von Muskeln, die für Bewegungen der unteren Extremitäten und des Oberkörpers verantwortlich sind. Das Hüftgelenk besteht aus dem Femurkopf und der Gelenkpfanne und wird von drei kräftigen Bändern stabilisiert. Als Kugelgelenk sind Bewegungen über drei Hauptachsen möglich. Das Bewegungsausmaß ist wie folgt begrenzt: Flexion bis 140°, Extension bis 20°, Abduktion 50 bis maximal 80°, Adduktion 20 bis 30°, Innenrotation bis 40° und Außenrotation 30 bis maximal 50°. Zu den wichtigsten Muskeln zählen der M. iliopsoas als Hüftbeuger, der M. gluteus maximus als Hüftstrecker, die Mm. glutei medius und minimus als Abduktoren und die Mm. adductores entsprechend als Adduktoren. Gleichzeitig arbeiten die Mm. glutei mit dem M. iliopsoas als Außenrotatoren, die ventralen Fasern der Mm. glutei minimus und medius, der M. tensor fasciae latae und M. adductor magnus als Innenrotatoren. Bei Verkürzungen oder Muskelschwäche kann die Stabilisierung des Beckens gefährdet sein. Kommt es zu einer Veränderung der Beinachsensymmetrie kann dies mit Leistungseinbußen und erhöhter Verletzungsanfälligkeit einhergehen. Insgesamt kann es zu Funktionsstörungen des Lendenwirbelsäulen-Becken-Hüft-Komplexes mit Behinderung einer optimalen Kraftübertragung kommen.

1.2.3 Der Oberkörper

Sowohl zum Oberkörper als auch zum Rumpf gibt es unterschiedliche Definitionsansätze. Im englischen Sprachgebrauch ist oft von *Core* oder *Trunk* die Rede. Ins Deutsche übersetzt, bedeutet das Wort „core“ *Zentrum / Mittelpunkt* oder *Kern*. Anatomisch betrachtet, kann die Region zwischen dem Sternum und den Knien, mit besonderem Augenmerk der abdominalen Region, des unteren Rückens und der Hüfte, als Rumpf bezeichnet werden (Fig, 2005). Andere Autoren schließen zusätzlich den Schultergürtel¹ in die Definition eines anatomischen Cores mit ein und nennen explizit Schultern, Rumpf, Hüfte und Oberschenkel als Bestandteile (Hibbs, Thompson, French, Wrigley & Spears, 2008). Als muskuloskelettalen Core bezeichnen es Kibler et al. (2006) bestehend aus Rücken, Becken und Hüften, abdominalen Strukturen und den proximalen Teilen der unteren Extremitäten, einschließlich der Rumpf- und Beckenmuskulatur (Hill & Leiszler, 2011). Bei Betrachtung der beteiligten Muskulatur, kann der Rumpf sinnbildlich auch als eine Box oder doppelwandiger Zylinder verstanden werden. Die Basis dafür stellen die Muskeln des Beckenbodens und des Hüftgürtels dar, kranial liegt das Diaphragma (Zwerchfell), ventral begrenzen die Abdominalmuskeln und dorsal die Thorax- und Glutealmuskeln diese Box (Akuthota & Nadler, 2004). Während für manche Autoren Core mit Trunk gleichgesetzt wird (Bergmark, 1989), unterscheiden Jamison et al. (2013) zwischen beiden Begrifflichkeiten. Während Core dem Kon-

¹ Schultergürtel u. a. bestehend aus M. levator scapulae, Mm. pectorales, Mm. rhomboidei, M. serratus anterior, M. subclavius, M. trapezius (Schünke et al., 2007).

zept eines doppelwandigen Zylinders ähnelt und als Region zwischen Becken und Diaphragma mit den Muskeln des Abdomens und des unteren Rückens verstanden wird, besteht der Trunk aus der Region zwischen dem Becken und den Schlüsselbeinen. Bestandteile des Cores sind nach Zazulak et al. (2007b) wiederum die Strukturen der Brust-Lendenwirbelsäule (thoracolumbar spine), des Beckens und der Rumpfmuskulatur. Oft wird synonym auch von der *lumbopelvic* Region, also dem Bereich um die LWS und dem Becken herum (Bliss & Teeple, 2005) oder vom zuvor bereits erwähnten *lumbopelvic-hip-complex* gesprochen (Hammill et al., 2008; Willson et al., 2005). Vor allem das Becken und die Hüfte stehen im Zentrum dieses Komplexes. Sie verbinden den Unter- und Oberkörper miteinander und sind für den Krafttransfer zwischen diesen zuständig.

„The core musculature includes muscles of the trunk and pelvis that are responsible for maintaining the stability of the spine and pelvis and are critical for the transfer of energy from larger torso to the smaller extremities during many sport activities.“ (Tse et al., 2005, S. 547)

Aus funktioneller Betrachtungsweise kann der gesamte Komplex bestehend aus aktiven und passiven Strukturen Segmentbewegungen ermöglichen sowie einschränken (Willson et al., 2005) und als eine Einheit zur Stabilität beitragen (Akuthota & Nadler, 2004; Bliss & Teeple, 2005). Neben den Muskeln gehören auch Weichteilgewebe wie Gelenk- und Faserknorpel, Bänder, Sehnen sowie Faszien, die am Achsenskelett ansetzen, zum Rumpf (Behm, Drinkwater, Willardson & Cowley, 2010). Das Nervensystem nimmt dabei ebenfalls eine zentrale Rolle ein, um den Oberkörper bei Gleichgewichtsstörungen unter Kontrolle zu halten (Cresswell, Oddsson & Thorstensson, 1994). Neben aktiven und passiven Strukturen sind auch neuronale Prozesse im Rumpf integriert. Panjabi spricht bereits 1992 vom spinalen Stabilisierungssystem mit seinen drei Subsystemen: (1) aktives Subsystem, (2) passives Subsystem und (3) neuromuskuläres Kontrollsystem (vgl. Tab. 1). Dabei sollten die Subsysteme nicht isoliert voneinander betrachtet werden, sondern vielmehr in einer Interaktion miteinander. Beispielsweise werden dem Rumpf nicht einzelne Muskeln zugeordnet, stattdessen betrachtet man Muskelschlingen und *kinetische Ketten* (kinetic chains).

„Mit der Bezeichnung kinetischer Ketten ist die koordinative und aufeinanderfolgende Aktivierung von Körperabschnitten gemeint, die die distalen Körperteile mit einem Optimum an Geschwindigkeit und Timing in die optimale Position bringen, um athletische Aufgaben [adäquat] zu meistern.“ (Pauls, 2014, S. 4)

Folglich wird der Rumpf auch als muskuläres Zentrum aller kinetischen Ketten angesehen, der für die Kraftgenerierung und -übertragung von großen auf kleine Körperteile in vielen Sportarten von Nöten ist (Borghuis et al., 2008; Jamison et al., 2013; Smith, Vacek, Johnson, Slauterbeck, Hashemi, Shultz & Beynnon, 2012).

Aufbau. Zum *knöchernen Rumpfskelett* zählen die doppel-S-förmige Wirbelsäule (Columna vertebralis) und der Brustkorb (Thorax), welcher aus Rippen (Costae), dem Brustbein (Sternum) sowie den Brustwirbeln (Vertebrae thoracicae) besteht (Faller & Schünke, 2012). Außerdem kann der Schultergürtel, der sich jeweils aus Schlüsselbein (Clavicula) und

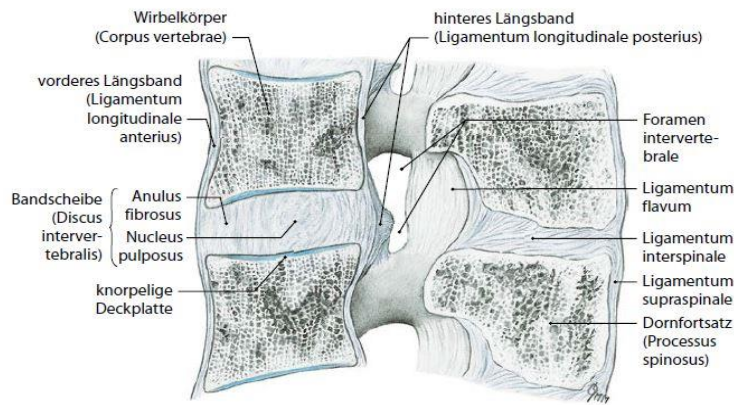


Abb. 9. Bandapparat der Wirbelsäule (aus der Fünten et al., 2013, S. 104)

Schulterblatt (Scapula) zusammensetzt, als Teil des Oberkörpers definiert werden. Die Wirbelsäule besteht aus insgesamt 24 segmentförmigen Knochen: 7 Halswirbeln (Vertebrae cervicales), 12 Brustwirbeln (Vertebrae thoracicae), 5 Lendenwirbeln (Vertebrae lumbales) sowie den miteinander verwachsenen 5 Kreuzbeinwirbeln (Vertebrae sacrales) und dem Steißbein (Vertebrae coccygeae). Wie zuvor beschrieben, bildet das Kreuzbein mit den Hüftbeinen des Beckens die Iliosakralgelenke und stellt somit die Verbindung zu den unteren Extremitäten dar. Die Längsachse unseres Skeletts bildet die Wirbelsäule, die unser Rückenmark schützt, unseren Kopf trägt und den Rippen als Ansatzstelle dient (Menche, 2016). Zwischen den Wirbeln liegen ca. 5 mm dicke, faserknorpelige, verformbare Bandscheiben (Discus intervertebralis) mit einem gallertartigen Kern (Nucleus pulposus). Diese übernehmen bei Sprüngen eine stoßdämpfende Funktion und stabilisieren die Wirbelsäule mithilfe von Bändern und Muskeln (Menche, 2016). Zudem tragen die *Bandscheiben* zur Beweglichkeit der Wirbelsäule bei. Infolgedessen ist eine Lateralflexion von 30 bis 40°, eine Rotation bis 30°, eine Ventralexension von 90 bis 100° und Dorsalextension bis maximal 35° möglich (Faller & Schünke, 2012). Zu den passiven Elementen gehört als wichtiger Stabilisierungsfaktor der *Bandapparat* (Abb. 9). Entlang der Wirbelsäule verlaufen an den Wirbelkörpervorderkanten und -hinterkanten das vordere und hintere Längsband sowie kurze Zwischenbogenbänder zwischen einzelnen Wirbelbögen (aus der Fünten et al., 2013; Menche, 2016). Zwischen den Dornfortsätzen verlaufen die Zwischendornfortsatzbänder, auf den Dornfortsätzen befinden sich die Dornfortsatzbänder (aus der Fünten et al., 2013).

Muskeln. Die Rumpfstabilität ist von der dynamischen Funktion der *aktiven Elemente* abhängig und zum Teil durch passive, wie den knöchernen Strukturen und dem Bandapparat, bestimmt (Willson et al., 2005). Ein früheres Konzept zur Oberkörperstabilität von Bergmark (1989) nimmt eine Unterteilung in ein lokales und globales System vor. Auf dieser Grundlage wurde die Muskulatur entsprechend den Systemen zugeordnet. Muskeln des *lokalen Systems* sind definiert als solche, welche an den (Lenden-) Wirbeln entspringen oder ansetzen mit Ausnahme des M. psoas, der globalen Aufgaben (z. B. Hüftbeugung) nachgeht. Die Funktion des lokalen Systems besteht in der Kontrolle der Sagittal- und Frontalebene, um die mechanische Stabilität der LWS aufrechtzuerhalten (Bergmark, 1989). Sie sind tieferliegend, eingelenkig und können als lokale Stabilisatoren bezeichnet werden. Hodges und Richardson (1996) untersuchten Patienten mit low back pain (LBP) und die Muskelaktivität

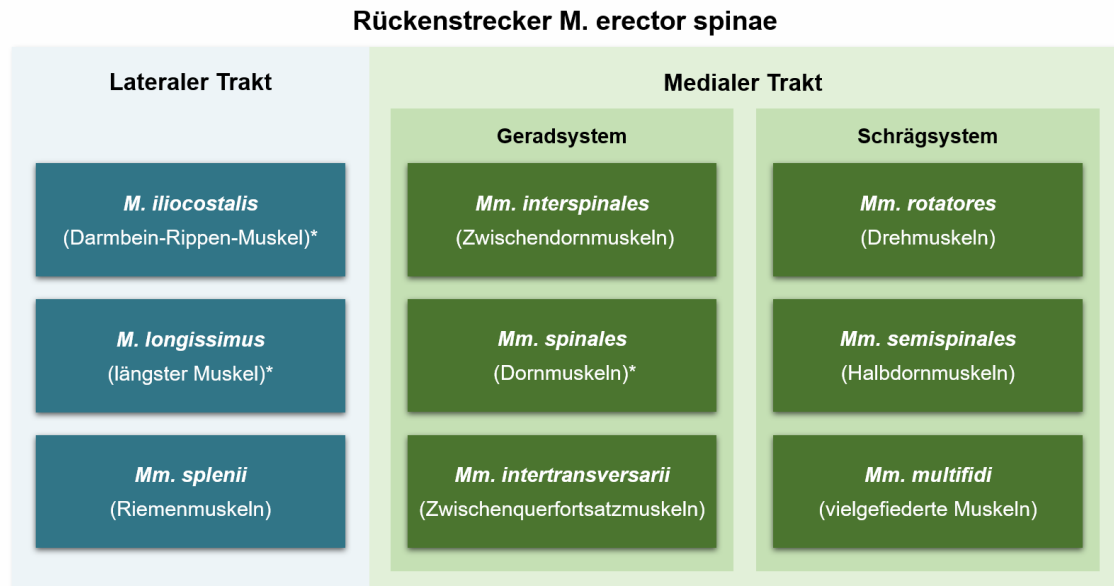
der Abdominalmuskeln. Dabei konnte eine Koordinationsstörung gegenüber der Kontrollgruppe festgestellt werden. Demnach steht eine Dysfunktion der lokalen Muskeln mit muskuloskeletalen Schmerzen im Zusammenhang (Valerius et al., 2014). Das komplexere, *globale System*, besteht aus dem intraabdominalen Druck und mehrgelenkigen Muskeln, die Kräfte zwischen Brustkorb und Becken übertragen (M. erector spinae, M. rectus abdominis, M. obliquus internus abdominis, M. obliquus externus abdominis, M. quadratus lumborum). Im weiten Sinne zählen auch der M. latissimus dorsi, welcher Kräfte vom Oberarm (Brachium) zum Becken überträgt und der M. psoas dazu. Um den Körper zu bewegen, produzieren die Muskeln des globalen Systems, auch globale Mobilisatoren genannt, große Kräfte und liefern indirekt Stabilität (Bergmark, 1989). Dysfunktionen dieses Systems aufgrund von Koordinations-, Wahrnehmungsstörungen oder Dysbalancen äußern sich in Defiziten der axialen Haltung und posturalen Gleichgewichtskontrolle (Valerius et al., 2014). Die Unterteilung in lokal und global beinhaltet wesentliche Muskeln der Oberkörperstabilität (Tab. 4). Anstelle dieser Unterteilung betrachten Cholewicki und VanVliet (2002) den Oberkörper als eine *funktionale Einheit*, die aufgabenabhängig ihren Beitrag leistet.

„Stability or instability should be thought of as a state of the entire spine system determined by the activation of all trunk muscles, passive joint properties, spine posture, and loading conditions.“
(Cholewicki & VanVliet, 2002, S. 104)

Gottlob (2013) definiert *sieben muskuläre Sicherungssysteme* der Wirbelsäule: (1) Rückenstrecker mit allen mono- und multisegmentalen Muskelzügen, (2) breiter Rückenmuskel sowie oberflächliche Anteile des großen Gesäßmuskels, (3) seitliche Bauchmuskulatur und Seitstabilisator (M. quadratus lumborum) als auch (4) gerader Bauchmuskel, (5) Darmbein-Lendenmuskel (M. psoas), (6) beckenstellende Muskulatur und letztlich (7) die Muskulatur der Halswirbelsäule mit dem trapezförmigen Muskel.

Rückenstrecker. Zur tiefen Rückenmuskulatur gehört der *M. erector spinae*, auch Rückenstrecker genannt, dessen Funktion in der Aufrichtung, Streckung und Stabilisation der Wirbelsäule von posterior liegt. Dieser wird auch der autochthonen (ortsständigen) Rückenmuskulatur zugeordnet. Diese wiederum besteht aus einer oberflächlichen (M. splenius), einer mittleren (M. erector spinae aus 3 Gruppen: M. spinalis, M. longissimus, M. iliocostalis) und einer tiefen Schicht (Mm. semispinales, M. multifidus, Mm. rotatores, Mm. interspinales, Mm. intertransversarii) (Martini et al., 2012). Dabei handelt es sich um Muskelstränge, die als Haltemuskulatur agieren und parallel zur Wirbelsäule an den Dorn- und Querfortsätzen entlang verlaufen. Diese ermöglichen eine hohe Beweglichkeit und zusammen mit dem Bandapparat hohe Stabilität der Wirbelsäule und formen die physiologischen Krümmungen. Fehlbelastungen können zu krankhaften Verkrümmungen führen. Eine durch Fehlhaltung verstärkte Lendenlordose resultiert in einem Hohlkreuz, eine stärkere Brustkyphose in einem Rundrücken (Buckel) mit einhergehend chronischen Rückenschmerzen (Menche, 2016). Bestehend aus einem oberflächlichen lateralen und tiefer gelegenen medialen Trakt (Abb. 10), ermöglichen die Muskeln des *lateralen* Trakts eine Lateralflexion bei ein- und eine Dorsalflexion bei zweiseitiger Kontraktion dieser Muskelstränge (Menche, 2016). Der *mediale* Trakt untergliedert sich ferner in ein gerade verlaufendes spinale System (Geradsystem) und ein transversospinales System (Schrägsystem), welche für die physiologischen

Krümmungen verantwortlich sind (Menche, 2016). Auch die tiefen Nackenmuskeln, welche an den Kopfbewegungen beteiligt sind, zählen zu den autochthonen Muskeln.



*Je nach Quelle besteht der M. erector spinae aus diesen Muskeln
Quellen: Menche, 2016; Wieben & Falkenberg, 2008

Abb. 10. Übersicht des medialen und lateralen Trakts der Rückenstrecker (eigene Darstellung)

Schultergürtelmuskulatur. Der Schultergürtel, je bestehend aus Schulterblatt (Scapula) und Schlüsselbein (Clavicula), stellt die Verbindung zwischen Rumpf und oberen Extremitäten dar. Die umgebende Muskulatur (Abb. 11, 12) fixiert das Schulterblatt, um dessen Funktion zu gewährleisten. Zur vorderen Schultergürtelmuskulatur bzw. Brustmuskulatur (Abb. 12) zählt der *M. pectoralis minor* (kl. Brustmuskel), welcher an den Rippen entspringt und zum Rabenschnabelfortsatz (Processus (Proc.) coracoideus), einem knöchernen Vorsprung an der Scapula, zieht (Tab. 4) (Menche, 2016; Valerius et al., 2014). Zur hinteren Schultergürtelmuskulatur (Abb. 11), auch als oberflächliche Rückenmuskulatur bezeichnet, zählt der *M. trapezius* (Kapuzenmuskel) mit seinen drei Teilen (Valerius et al., 2014):

- Pars descendens (absteigender Teil): Kopf und 1. – 4. Halswirbel zum lateralen Drittel der Clavicula und Acromion
- Pars transversa (querverlaufender Teil): 5. Hals- bis 3. Brustwirbel zu Spina scapulae und Acromion (Schulterdach)
- Pars ascendens (aufsteigender Teil): 4. – 12. Brustwirbel zur medialen Spina scapulae

Schultermuskulatur. Das Schultergelenk ist von vielen Muskeln umgeben, die nicht alle an dieser Stelle aufgeführt werden. Die Aufgaben des *M. deltoideus* (dreieckiger Schultermuskel, Abb. 11, 12) bestehen in der Armhebung und -drehung, dem Vor- und Zurückführen sowie Anwinkeln des Arms. Dieser Muskel wirkt indirekt auf die Rumpfstabilität.

Tab. 4. *Muskeln des Rumpfes*

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
Schultergürtelmuskulatur (Obere Extremität)			
M. trapezius (trapezförmiger Muskel)			
<ul style="list-style-type: none"> Pars ascendens (aufsteigender Teil) 	Proc. spinose der Th4–12, Lig. Supraspinale	Über Aponeurose der medialen Spina scapulae (Schultergräte)	Scapulaverschiebung nach kaudal Mit pars descendens: Schulterblattdrehung in Elevationsstellung
<ul style="list-style-type: none"> Pars transversa (quer verlaufender Teil) 	Lig. nuchae, Proc. spinose der C5–Th3	Spina scapulae, Acromion	Scapulaverschiebung nach medial und Fixierung am Rumpf
<ul style="list-style-type: none"> Pars descendens (absteigender Teil) 	Lig. nuchae (kranialer Teil), Proc. spinose der C1–4	Laterales Drittel der Clavicula, Acromion	Scapulaverschiebung nach kranial Verstärkung der HWS-Lordose (Extension) und Lateralflexion zur gleichen Seite Mit pars ascendens: Schulterblattdrehung in Elevationsstellung
M. pectoralis minor (kleiner Brustmuskel)	Oberrand und ventrale Fläche der 3. – 5. Rippe, nahe dem Rippenknorpel, Faszie der zugehörigen Interkostalmuskeln	Proc. coracoideus (Rabenschnabelfortsatz)	Scapulafixierung und -verschiebung nach kaudal und medial; wirkt einer Verschiebung nach dorsal oder kranial entgegen
Schultergelenkmuskulatur (Obere Extremität)			
M. pectoralis major (großer Brustmuskel)	Mediale Hälfte der Clavicula, Membrana sterni, Knorpel der 2. – 6. Rippe, vorderes Blatt der Rektus-scheide	Großer Höcker am Oberarmknochen (Christa tuberculi majoris am Humerus)	Oberarmadduktion im Schultergelenk, -innenrotation, aus Anteversion in Neutralstellung retrovertieren
M. latissimus dorsi (breiter Rückenmuskel)	Dornfortsätze der unteren Brust- und aller Lendenwirbel, Christa iliaca, Fascia thoracolumbalis (thorakolumbale Faszie), Lig. Supraspinale, 8. / 9. – 12. Rippe	Unterhalb des kleinen Höckers am Humerus (Christa tuberculi minoris)	Armadduktion, -retroversion und -innenrotation

Quellen: Martini et al., 2012; Menche et al., 2016; Valerius et al., 2014; Wieben & Falkenberg, 2008

Tab. 4. Fortsetzung

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
Abdominalmuskulatur (Ventrale Muskulatur)			
M. rectus abdominis (gerader Bauchmuskel)	Außenfläche der 5. – 7. Rippenknorpel, Proc. xiphoideus	Christa pubica, Symphysis pubica (Schambeinfuge)	Rumpfbeugung, Bauchpresse, Ausatmung beim Sprechen
M. obliquus externus abdominis (äußerer, schräger Bauchmuskel)	Kaudale Ränder und Außenfläche der 5. – 12. Rippen	Linea alba, Christa pubica, Tuberculum pubicum, Lig. inguinale, Labium externum der Christa iliaca	Thoraxrotation gegen das Becken zur Gegenseite, Bauchpresse
M. obliquus internus abdominis (innerer, schräger Bauchmuskel)	Rippenknorpel der 9. – 12. Rippen, Linea alba via Rektusscheide, Christa pubica	Fascia thoracolumbalis, Linea intermedia der Christa iliaca, Lig. inguinale	Thoraxrotation gegen das Becken zur gleichen Seite, Wirbelsäulenbeuger, Bauchpresse
M. transversus abdominis (quer verlaufender Bauchmuskel)	Innenflächen der Rippenknorpel der 6. – 12. Rippen, Proc. costales der Lendenwirbel	Linea alba	Bauchpresse, Expiratorische Funktion
M. quadratus lumborum (quadratischer Lendenmuskel)	Christa iliaca, Lig. Iliolumbale (Darmbein-Lendenband)	Untere Begrenzung der 12. Rippe, Processus costales der L1–4	Bei einseitiger Anspannung: laterale Rumpfeigung zur gleichen Seite Beidseitige Anspannung: Stabilisierung

Quellen: Martini et al., 2012; Menche et al., 2016; Valerius et al., 2014; Wieben & Falkenberg, 2008

Die zwei am Rumpf entspringenden Muskeln, die über das Schultergelenk zum Humerus ziehen, sind der *M. pectoralis major* (gr. Brustmuskel) und der *M. latissimus dorsi* (br. Rückenmuskel) (Menche, 2016), welche den Oberkörper mit den Abdominalmuskeln von ventral und dorsal stabilisieren. Der *M. pectoralis major* setzt sich aus drei Teilen zusammen: pars abdominalis, pars sternocostalis und pars clavicularis. Der Muskel hat seinen Ursprung an der medialen Hälfte der Clavicula, dem Sternum sowie den zweiten bis sechsten Rippen und setzt unterhalb des großen Höckers am Humerus, der Christa tuberculi majoris, an (Valerius et al., 2014; Wieben & Falkenberg, 2008). Dieser kräftige Muskel ist an Armadduktion und -innenrotation beteiligt und wirkt als Atemhilfsmuskel bei festgestellten Extremitäten mit. Da der *M. pectoralis major* vielseitig an der Armbewegung beteiligt ist, kann es bei einer Verkürzung oder Muskelschwäche zu Fehlstellungen und Bewegungseinschränkungen kommen (Wieben & Falkenberg, 2008). Der *M. latissimus dorsi* entspringt an den Dornfortsätzen der siebten bis zwölften Brustwirbel und am hinteren Drittel der Christa iliaca, setzt am kleinen Höcker des Humerus, der Christa tuberculi minoris, an und ist für Armadduktion, -retroversion und -innenrotation verantwortlich (Wieben & Falkenberg, 2008).

Abdominalmuskulatur. Die vorderen Bauchwandmuskeln (Abb. 12) bilden die ventrale Abgrenzung der sogenannten „Core box“ und zählen zu den Rumpfflexoren und -rotatoren (Tab. 4). Eine besondere Funktion liegt bei gleichzeitiger Aktivierung der Muskeln in der

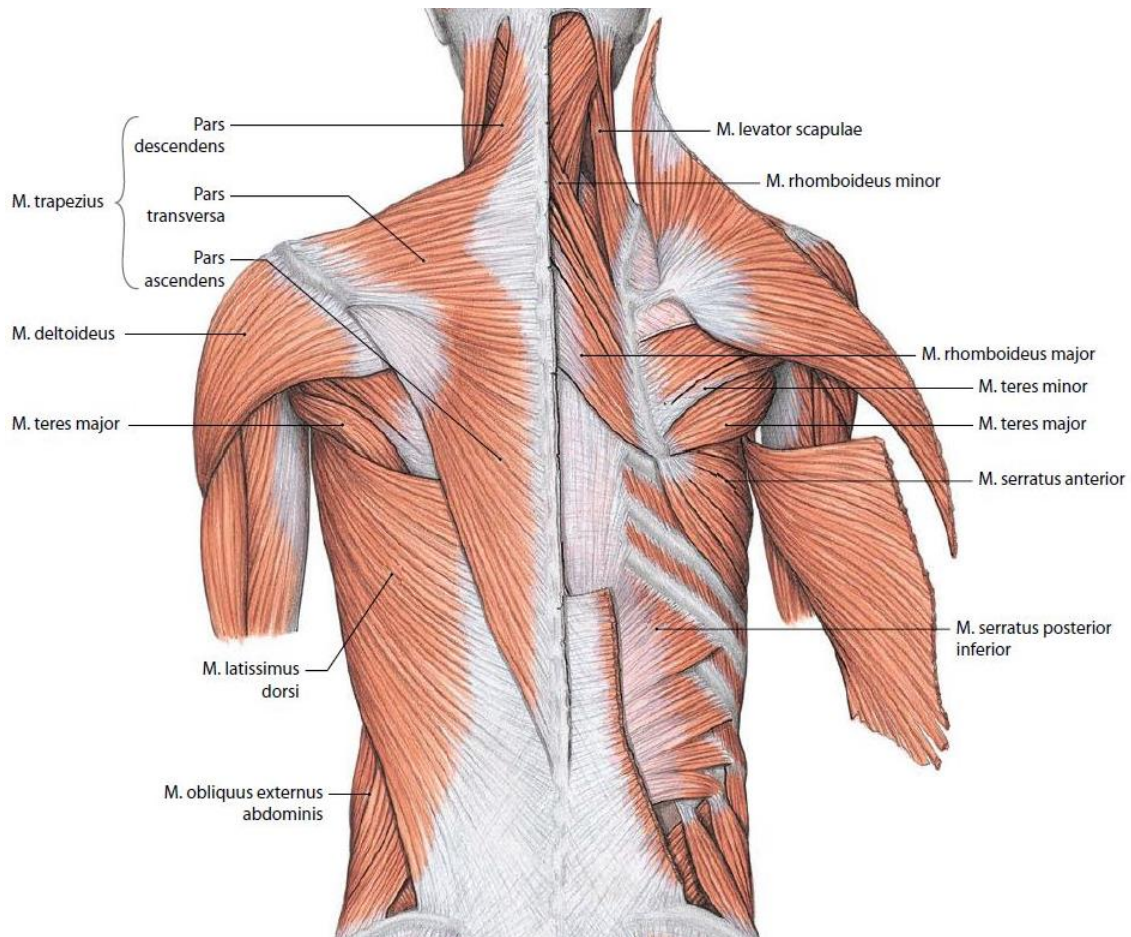


Abb. 11. Oberflächliche Rückenmuskulatur (aus der Fünten et al., 2013, S. 107)

Bauchpresse, bei der die Organe zusammengepresst werden. Darüber hinaus unterstützen die Muskeln die Atmung. Der *M. rectus abdominis* bezeichnet den geraden Bauchmuskel, welcher sich von der Außenfläche der fünften und siebten Rippe sowie dem Proc. xiphoideus des Brustbeins zur Christa pubica und der Symphysis pubica erstreckt (Valerius et al., 2014). Der *M. obliquus externus abdominis* (äußerer schräger Bauchmuskel) verläuft von der fünften bis zwölften Rippe schräg nach vorn zur Linea alba² und Christa pubica und bewirkt eine Thoraxrotation gegen das Becken zur Gegenseite. Der eine Schicht tiefer liegende *M. obliquus internus abdominis* (innerer äußerer Bauchmuskel) hat einen fächerförmigen Faserverlauf vom Darmbeinstachel zur Körpermitte (Menche, 2016) und bewirkt eine Thoraxrotation gegen das Becken zur gleichen Seite (Valerius et al., 2014). Schließlich bildet der *M. transversus abdominis* (querer Bauchmuskel) die innerste Muskelschicht. Begrenzt wird die hintere Bauchwandmuskulatur jedoch durch den *M. psoas major* (Tab. 3) und dem *M. quadratus lumborum* (quadratischer Lendenmuskel) zusammen mit der LWS (Faller & Schünke, 2012). Aufgrund der Lage zwischen Christa iliaca und der zwölften Rippe sowie den ersten vier Lendenwirbeln kann die Aktivität des *M. quadratus lumborum* nicht von der Bauch- und Rückenmuskulatur getrennt werden (Valerius et al., 2014). Bei einseitiger Aktivierung bewirkt der Muskel eine laterale Rumpfeigung, wohingegen es bei beidseitiger Aktivierung zu einer Oberkörperstabilisierung kommt (Valerius et al., 2014).

² Bindegewebsnaht in der Mitte des Bauches.

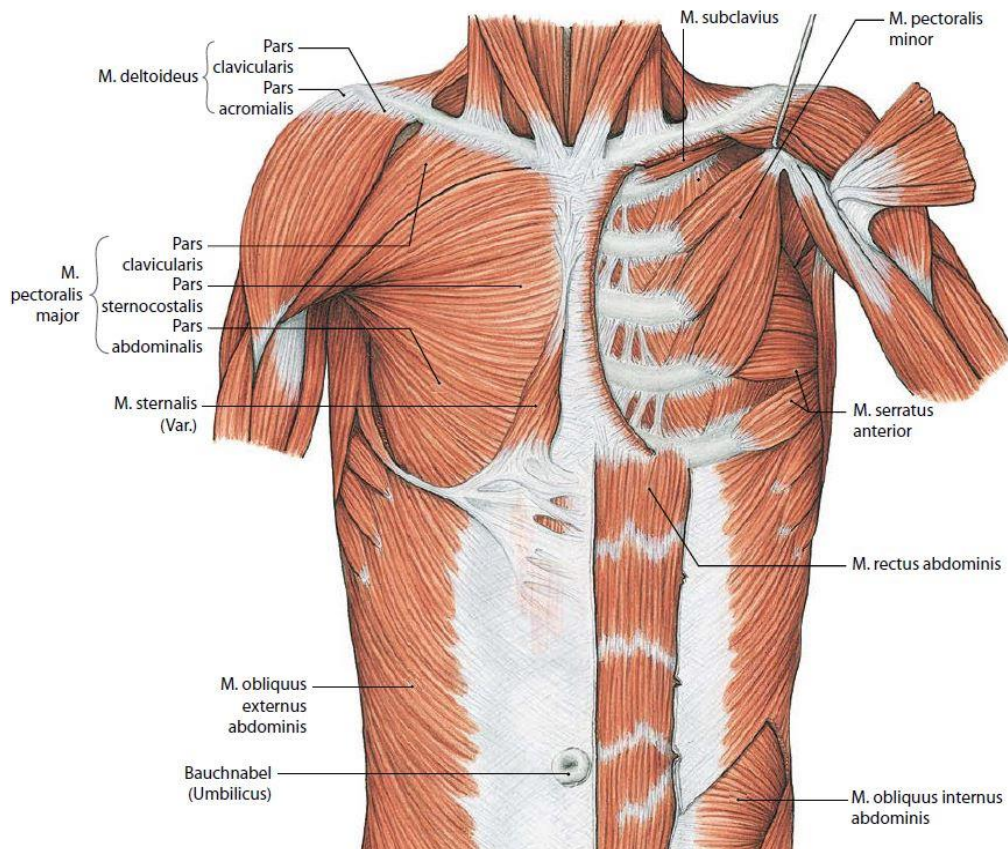


Abb. 12. Oberflächliche Brustwand- und Bauchmuskulatur (aus der Fünten et al., 2013, S. 108)

Ko-Kontraktion. Trotz der Annahme, dass eine gleichzeitige Aktivierung der Muskeln zu einer erhöhten Stabilität führen kann, sollte berücksichtigt werden, dass eine exzessive Ko-Kontraktion die Bewegungsökonomie reduzieren und die Strukturen überlasten kann, sodass sich die Abnutzung dieser beschleunigt (Valerius et al., 2014). Unter einer optimalen neuromuskulären Aktivierung ist folglich die harmonische und der Aufgabe entsprechende adäquate ineinander Verschaltung der Muskeln gemeint.

Zusammenfassung. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass unterschiedliche Definitionsansätze für den Rumpf und Einteilungen der anatomischen Strukturen vorliegen. Dies betrifft die anatomischen Bindeglieder zwischen Oberkörper und den Extremitäten, wie den Schultergürtel oder den LPHC. Zum Rumpf gehören die Wirbelsäule mit den Wirbeln und Bandscheiben, der Brustkorb mit den Rippen und dem Sternum sowie – je nach Definition – der Schultergürtel und das Becken. Dabei wird die Wirbelsäule hauptsächlich durch die dynamische Funktion der oberflächlich und tiefer liegenden Muskulatur stabilisiert, wobei der Bandapparat einen zusätzlichen, wichtigen Stabilisierungsfaktor darstellt. Die Bandscheiben ermöglichen neben dem Dämpfen von zumeist vertikalen Kräften eine hohe Beweglichkeit des Rumpfes für die Flexion (90–100°), Extension (30–35°), Rotation (30°) und Lateralflexion (30–40°). Die muskuläre Stabilität erfährt die Wirbelsäule vor allem durch tief liegende kurze Rückenmuskeln, die von Wirbel zu Wirbel führen sowie den dorsal lokalisierten Rücken- und Schulter(gürtel)muskeln (M. erector spinae, M. trapezius, M. latissimus dorsi).

Darüber hinaus führen auch die ventral gelegenen Brustmuskeln (Mm. pectoralis minor, major) und Abdominalmuskeln (M. rectus abdominis, Mm. obliquus externus und internus abdominis, M. transversus abdominis, M. quadratus lumborum) zu mehr Stabilität. Zudem bilden die beckenstellenden Muskeln eine Stellgröße für die Rumpfstabilität. Fehlbelastungen können Fehlhaltungen zur Folge haben, die Gesamtstatik und axiale Ausrichtung beeinflussen. Da aktive, passive und neuronale Komponenten für die Stabilisierung entscheidend sind, sollte der Rumpf als Einheit harmonisch miteinander agierender Muskeln betrachtet werden, die in vorgefertigten Bewegungsmustern, der Aufgabe entsprechend, miteinander verschaltet sind und auch auf unvorhersehbare Störungen adäquat reagieren können.

2 Forschungsstand

In diesem Kapitel wird zuerst der Forschungsstand hinsichtlich der biomechanischen Messverfahren zur Untersuchung von dynamischen Bewegungen und damit einhergehenden Belastungen beschrieben. Darauf aufbauend, wird anschließend der Forschungsstand zur Inzidenz von Verletzungen und zu Einflussgrößen der Verletzungsmechanismen (Kap. 2.2) sowie zu Einflussgrößen der Leistungsfähigkeit (Kap. 2.3) aufgezeigt.

2.1 Biomechanische Messverfahren

Die Biomechanik nutzt Erkenntnisse anderer Disziplinen. Dazu zählen die Anatomie und Physiologie, Orthopädie, Mathematik und Informatik (Schwameder et al., 2013). Die Sportbiomechanik als Teilgebiet, konzentriert sich auf sportmotorische Bewegungen unter Berücksichtigung der Umgebung (z. B. Bodenbeschaffenheit, Sportgeräte). Zu den vielfältigen Aufgaben zählen die Bewegungsanalyse (Kinematik) und die Bestimmung von Belastungen biologischer Strukturen (Dynamik) mit dem Ziel der Verletzungsprävention und Identifikation leistungsbestimmender Bewegungsmerkmale. Die Dynamik ist ferner in die Kinetik (bewegte Systeme) und Statik (ruhende Systeme) unterteilt (Abb. 13).

2.1.1 Kinematik und Kinemetrie

Nach Voelker (2013, S. 7) ist *Kinematik* „[...] die Lehre von den Bewegungen, ohne Berücksichtigung von Masse und Kraft. Sie beschreibt nur die räumliche Bewegung in Abhängigkeit von der Zeit.“ Dabei kann die Bewegung sogenannter Massenpunkte (Trajektorien) innerhalb eines Koordinatensystems mittels Ortsvektor, Geschwindigkeit und Beschleunigung beschrieben werden (Richard & Kullmer, 2013). Weiterhin unterscheidet man globale (ortsfixe) und lokale (bewegte) Koordinatensysteme in denen ein

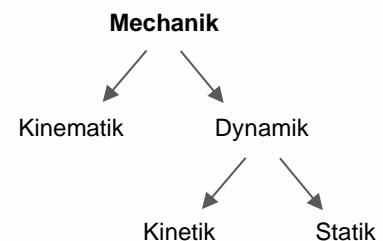


Abb. 13. Teilgebiete der Mechanik

freier Körper insgesamt sechs Freiheitsgrade, drei translatorische und drei rotatorische, hat. Die segmentale Gliederung des menschlichen Körpers ermöglicht neben der Beschreibung translatorischer Bewegungen auch die Darstellung rotatorischer Bewegungen um die Drehachse und Positionen einzelner Abschnitte (z. B. Gelenkwinkel und -verläufe). Ferner können Bewegungen auch „hinsichtlich des zeitlichen Aspekts in die Bewegungsarten differenziert werden“ (Schwameder et al., 2013, S. 128). Dem untergeordnet sind gleichförmige, sich mit konstanter Geschwindigkeit bewegendende Objekte sowie ungleichförmige Bewegungen, bei der das Objekt eine Geschwindigkeitsänderung widerfährt. Letztere lassen sich in gleichmäßig oder ungleichmäßig sowie in positiv oder negativ beschleunigt unterteilen.

In der Kinematik finden u. a. die Fotografie, Videometrie und 3D Bewegungsanalyse Anwendung. Die kinematischen Messmethoden sind der *Kinemetrie* zugeordnet. Diese beschreibt die „Erfassung, Analyse und Darstellung kinematischer, d.h. räumlich-zeitlicher, Merkmale bei Haltungen und Bewegungen“ (Schwameder et al., 2013, S. 144). Als Vorreiter

der Bewegungsanalyse gilt Eadweard Muybridge. Muybridge machte mittels Serienfotografien Bewegungsanalysen von Tieren in zweidimensionaler Darstellung, woraufhin die Idee entstand, menschliche Bewegungen abzubilden. Ein Teil seiner Arbeit wurde von Adam (2010) im Werk *The Human and Animal Locomotion Photographs* veröffentlicht. Im Zuge der Entwicklung neuester Technologien ist es heute möglich, Bewegungen auch im dreidimensionalen Raum abzubilden. Schwameder et al. (2013) unterscheiden zwischen direkten und indirekten kinematischen Messmethoden. Die *direkten Methoden* beschreiben die Zeit-, Weg-, Geschwindigkeits-, Beschleunigungs- sowie Winkelerfassung (z. B. Goniometer). Zum Einsatz kommen auch elektrische Inertialsysteme (IMU = inertial measurement unit), die mit integriertem Akzelerometer (Beschleunigungssensor), Magnetometer und Gyroskop ausgestattet sind. IMUs können u. a. Positionen von Körpersegmenten, (Winkel-) Geschwindigkeiten und (Winkel-) Beschleunigungen erfassen. Zu den *indirekten Methoden* gehören Videoanalysen und elektrooptische Systeme, welche weiterhin in Aktivmarker- und Aktivkamarasysteme differenziert werden. Im Aktivmarkersystem gehen von den Markern aktiv Signale aus, die von den Kameras erfasst werden. Die Aufnahme von reflektierenden Markern mit infrarotbasierten Kameras wird als *Aktivkamarasystem* bezeichnet. Letzteres System zählt zum „Gold-Standard“ und kann präzise Daten liefern.

Aktivkamarasystem. Die Aufnahmesoftware kann Messdaten im dreidimensionalen Raum erfassen, speichern oder in Echtzeit darstellen. Die Messgenauigkeit hängt von verschiedenen Faktoren ab. Mit der Markerplatzierung an *anatomical landmarks*³ können, abhängig von Versuchsleiterin oder vom Versuchsleiter, intraindividuelle Unterschiede in der Anbringung der Marker entstehen. Zum einen stellen anatomische Orientierungspunkte Flächen dar, die in ihrer Größe variabel sind. Zum anderen wird eine Palpation aufgrund von sogenannter „wobbling mass“ (Haut, Fett-, Muskelgewebe) erschwert. Auch die Markerplatzierung auf Kleidung oder Schuhen kann Abweichungen verursachen. Ferner können sich die Marker je nach Bedingungen und Transpiration der Teilnehmerinnen und Teilnehmer lösen oder zusätzliche Artefakte verursachen. Zudem können Techniken unterschiedlicher Versuchsleiterinnen und Versuchsleiter in der Palpation interindividuelle Markerpositionen zur Folge haben. Della Croce, Leardini, Chiari und Cappozzo (2005) zeigen, dass die Position intraindividuell zwischen 6 und 21 mm variieren kann, wohingegen bei interindividueller Anbringung Abweichungen zwischen 13 bis zu 25 mm resultieren können. Die räumliche Genauigkeit der Markerdetektion durch die Kameras hängt von verschiedenen Faktoren, wie der Messvolumengröße (Kamera-Marker-Distanz), Kameraauflösung und Aufnahmefrequenz ab. Die Aufnahmefrequenzen variieren in einem Bereich zwischen 100 (Lewis, Foch, Luko, Loverro & Khuu, 2015) bis 250 Hz (Pollard, Stearns, Hayes & Heiderscheit, 2015) für einbeinige Kniebeuge, Niedersprünge, Landungen und seitliche Cuttings (*Tab. 45 A*⁴). Da sich aus den Markerdaten zusammen mit dem Marker-Setup die Modellierung der Körpersegmente und Gelenkzentren bestimmen lässt, müssen die Marker zu jeder Zeit von mindestens zwei Kameras erfasst werden. Eine Vergleichbarkeit der Daten ist bei ähnlichem Studien-Versuchsaufbau bzw. mit der gleichen Modellierung geeigneter. Die Modellierung erlaubt eine schnelle Identifikation der Marker und Berechnung wesentlicher Kernmerkmale.

³ anatomical landmark = anatomische Orientierungspunkte (AO)

⁴ A = Anhang

Allerdings können Abweichungen der Markerplatzierung von den anatomischen Orientierungspunkten (AO), eine abweichende Modellierung hervorrufen, die wiederum ungenaue Auswertedaten liefert. Zudem erlaubt die Modellierung den Zusammenschluss von kinematischen mit dynamischen Daten, woraus sich interne und externe Momente ableiten lassen (Abb. 14).

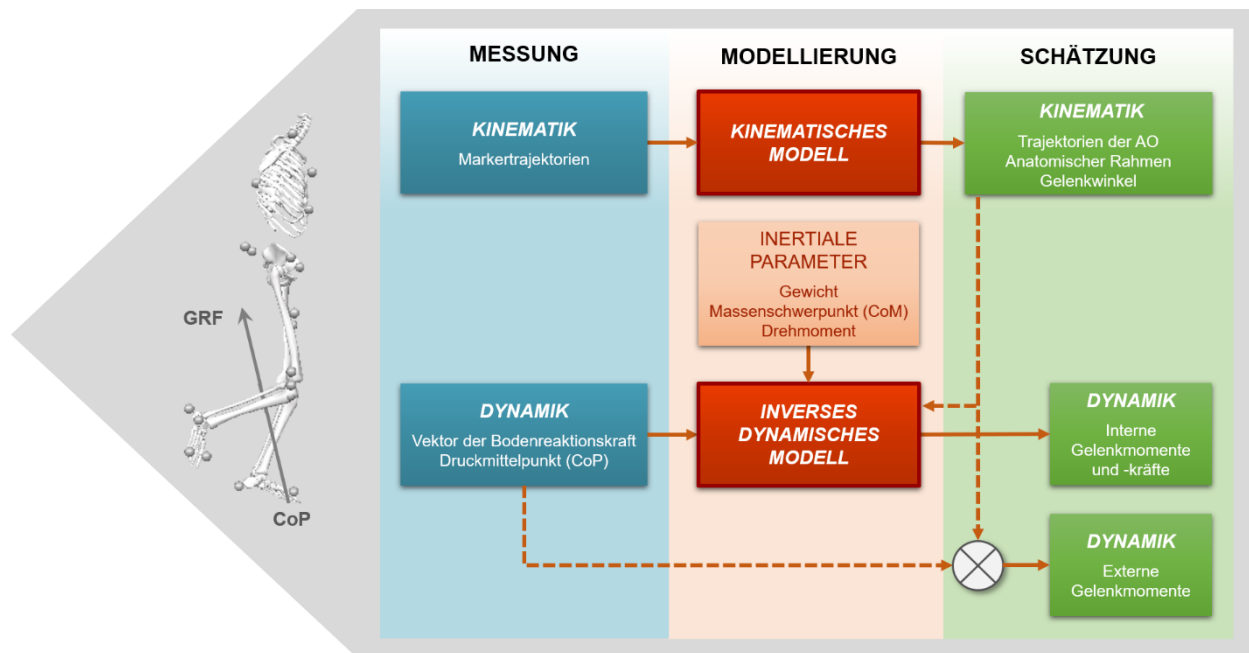


Abb. 14. Abschätzung der Gelenkdynamik aus Messungen der Kinematik und Bodenreaktionskräften (BRK) durch kinematische und dynamische Modellierung sowie inertielle Parameter (inverser Dynamikan-satz). Die alternative Schätzung der externen Gelenkmomente aus Kinematik und BRK ist ebenfalls dargestellt. AO = anatomische Orientierungspunkte (in Anlehnung an Camomilla et al., 2017, S. 2)

Lücken (Gaps) in den Aufnahmesequenzen können automatisch oder manuell bis zu einer gewissen Anzahl von Frames gefüllt werden. Auch Artefakte durch Gewebsverschiebungen, Flimmern sowie durch elektrische Geräte verursachtes Rauschen, können mit Filtern reduziert werden. Das Review von Peters, Galna, Sangeux, Morris und Baker (2010) schloss 20 Artikel ein, aus denen hervorgeht, dass das Ausmaß am Unterschenkel hervorgerufener Gewebeartefakte bei Ganganalysen bis zu 15 mm und am Oberschenkel bis zu 30 mm, betragen kann. Die Gewebeartefakte können bei dynamischen und reaktiven Bewegungen größer ausfallen. Da sich die Frequenzen mit denen der Zielbewegung ähneln können, stellt die Identifizierung und Reduzierung dieser Artefakte eine Herausforderung dar (Leardini, Belvedere, Nardini, Sancisi, Conconi & Parenti-Castelli, 2017; Leardini, Chiari, Della Croce & Cappozzo, 2005). Zur Eliminierung wird ein Butterworth-Tiefpass-Filter verwendet. Die Frequenzen können je nach Bewegungsaufgabe variieren. Vergleichend zur Literatur finden Cut-Off Frequenzen für unterschiedliche Sprünge und Landungen von 8 (Tate, Suckut, Wages, Lyles & Perrin, 2017) über 12 (Hewett, Ford, Xu, Khoury & Myer, 2017; Paterno, Schmitt, Ford, Rauh, Myer, Huang & Hewett, 2010; Pollard et al., 2015) bis hin zu 15 Hz (Donnelly, Lloyd, Elliott & Reinbolt, 2012; Kristianslund, Faul, Bahr, Myklebust & Krosshaug, 2014; Sorenson, Kernozek, Willson, Ragan & Hove, 2015) Verwendung (Tab. 45 A). Treten systematische Fehler, z. B. aufgrund von Messsystemfehler oder mangelnder Kalibrierung

auf, können nachträglich nur eingeschränkt Korrekturen vorgenommen werden. Messsystemfehler sind u. a. die Ungenauigkeiten mit denen Marker in Bildpunkte umgewandelt werden, Fehler im Digitalisierungsprozess, durch Marker hervorgerufene Formverzerrungen, Verschmelzungen, verdeckte Marker als auch sogenannte „Ghost-Marker“, welche durch reflektierende Oberflächen entstehen können (Chiari, Della Croce, Leardini & Cappozzo, 2005). Dementsprechend sollten einzelne Versuche unmittelbar nach der ersten Datenaufnahme überprüft werden, um rechtzeitig Anpassungen vornehmen und die Aufnahme unter besseren Bedingungen fortführen zu können. Weiterhin sollte ein regelmäßiger Kalibrierungsprozess vorgenommen werden. Richards (1999) führte einen Vergleich verschiedener Messsysteme mit einem Kalibrierungsstab durch. Zu diesem Zweck wurden zwei Markern, die in einem festen Abstand von 50 cm platziert waren, durch das Messvolumen bewegt. Die maximale durchschnittliche Abweichung zum realen Wert, auch Residuum (Schätzung der Störgröße) genannt, betrug 2 mm. Für vier der insgesamt sieben getesteten Systeme, darunter auch das in der vorliegenden Arbeit verwendete System Qualisys, konnte ein durchschnittlicher Abstand der zwei Marker mit einer Genauigkeit von 1 mm erkannt werden. Folgefehler in der Modellierung, werden durch solch einen möglichst genauen Kalibrierungsprozess minimiert. Weniger praktikabel ist dieses System für Feldmessungen, aufgrund des Auf- und Abbaus, der Umsetzung der Rahmenbedingungen und Faktoren für eine optimale Messgenauigkeit. Im Vergleich dazu könnten Inertialsysteme praktikabler sein und Röntgenaufnahmen präzisere Daten liefern.

2.1.2 Dynamik und Dynamometrie

Dynamik ist die Lehre vom Zusammenhang zwischen Kraft und Bewegung. Das Ziel ist die Bestimmung eines Gleichgewichts oder einer Bewegung zugrundeliegender Kräfte und Momente sowie die Ermittlung der gespeicherten bzw. freigesetzten Energie. Wie Abbildung 13 zeigt, unterteilt sich die Dynamik ferner in die Kinetik und Statik (Schwameder et al., 2013). „Kinetik [beschreibt] die Beziehungen zwischen den Bewegungen bzw. den Bewegungsänderungen und den sie beeinflussenden Kräften“ (Richard & Kullmer, 2013, S. 109). Es geht um die Kraftwirkung bewegter Systeme im Gegensatz zur Statik, die Bedingungen untersuchen, bei denen die Kräfte miteinander im Gleichgewicht stehen und daher keine Bewegungsänderungen veranlassen. Sie beschreibt die Kraftwirkung in ruhenden Systemen.

Für die Bewegung sogenannter Massenpunkte gelten die drei Newton'schen Grundgesetze:

1. Trägheitsgesetz

„Jeder Körper verharrt im Zustand der Ruhe oder geradlinig gleichförmigen Bewegung, solange keine äußeren Einflüsse auf ihn einwirken“ (Hüter-Becker & Dölken, 2011, S. 18)

2. Grundgesetz der Dynamik (Aktionsgesetz)

„Die Änderung des Bewegungszustandes ist der einwirkenden Kraft proportional und geschieht längs der Wirkungslinie der Kraft“ (Hüter-Becker & Dölken, 2011, S. 19)

3. Wechselwirkungsgesetz (Reaktionsgesetz)

„Jede Kraft bewirkt eine gleich große Gegenkraft: *actio* = *reactio*“ (Hüter-Becker & Dölken, 2011, S. 19)

Die Kraft (F) wird in Newton (N) ausgedrückt und entspricht der Masse (m) multipliziert mit der Beschleunigung (a):

$$F = m * a$$

Diese Gleichung wird auch als *Dynamische Grundgleichung* oder *Newton'sche Grundgleichung* bezeichnet und stammt vom 2. Grundgesetz. Die Darstellung der Kraft kann mittels Kraftvektor als Pfeil erfolgen (Abb. 15). Translatorische Bewegungen entstehen, wenn die Kraftwirkungslinie durch den Drehpunkt eines frei beweglichen Körpers verläuft. Zu Drehmomenten kommt es, wenn die Kraftwirkungslinie am Drehpunkt vorbei verläuft (Schwameder et al., 2013). Man unterscheidet innere und äußere Kräfte, wobei äußere Kräfte von außen auf ein System wirken. Dazu zählt das eigene Körpergewicht, Reibungskräfte (Schuh-Boden-Interaktion) oder die Bodenreaktionskraft (Schwameder et al., 2013). Demgegenüber stehen Kräfte innerhalb des Körpers wie Zug-, Kompressions-, Scher- und Torsionskräfte (Schwameder et al., 2013). Für die Bewegungsanalyse macht man sich die drei Newton'schen Gesetze zu nutze. Letzteres beruht auf der Annahme, dass Kräfte immer paarweise auftreten. Wirkt eine Kraft von Körper A auf Körper B (*actio*), wirkt die gleiche Kraft, entgegengerichtet von Körper B auf Körper A (*reactio*) (Schwameder et al., 2013).

Die Erfassung, Analyse und Darstellung kraftbezogener Merkmale wird als *Dynamometrie* bezeichnet. Zum Einsatz kommen Dehnungsmessstreifen (DMS). Dabei handelt es sich um oberflächlich angebrachte Sensoren, die sich unter Krafteinwirkung verformen, woraus Änderungen des elektrischen Widerstandes und der Spannung resultieren (Schwameder et al., 2013). Ebenfalls werden piezoelektrische Sensoren aus Quarzkristallen verwendet, dessen Verformung Ladungsverschiebungen mit elektrischen Spannungsänderungen herbei-

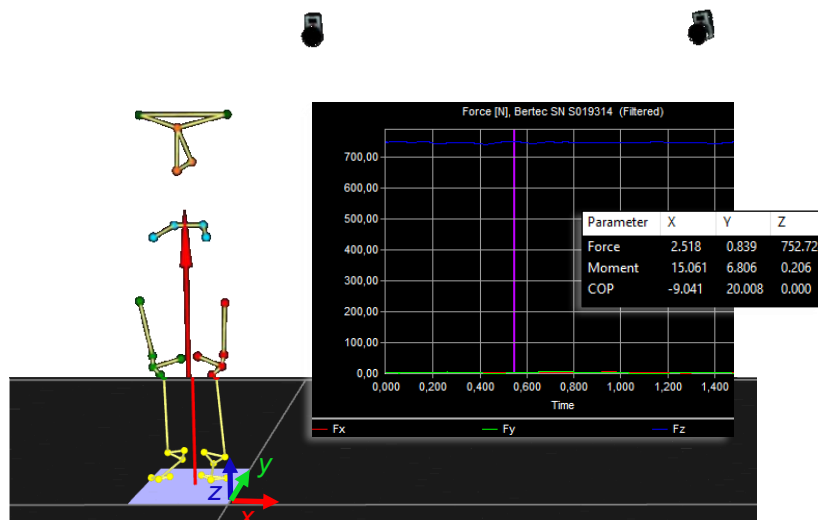


Abb. 15. Testperson auf der Kraftmessplatte (graue Fläche). Darstellung des Kraftvektors als vertikaler Pfeil (rot) und des Koordinatensystems (x , y , z). Separat dargestellt sind die zugehörigen Kraftverläufe (F_x , F_y , F_z) über die Zeit sowie Kraftwerte (Force), Moment und Druckmittelpunkt (COP) zum Zeitpunkt F_z Maximum (vertikale Linie, lila)

führen. Weitere dynamische Methoden sind kapazitive Sensoren, Leiter- und Halbleitersensoren, Druckmessplatten oder Druckmesssohlen. Zu den am häufigsten verwendeten Messmethoden gehören die *Kraftmessplatten*. Diese sind meist mit vier Messsensoren (DMS oder Piezokristalle) versehen und können Reaktionskräfte dreidimensional erfassen. Daraus lässt sich neben der Kraft die Richtung des Kraftvektors bestimmen. Um eine hohe Messgenauigkeit zu erzielen, sind zeitliche und messgrößenspezifische Auflösungen notwendig (Schwameder et al., 2013). Insbesondere bei komplexen dynamischen Bewegungen hängt die Genauigkeit von der zeitlichen Auflösung des Messsignals ab. Die Aufnahmefrequenzen liegen bei solchen Bewegungen typischerweise in einem Bereich zwischen 960 (Kristianslund & Krosshaug, 2013; Tate et al., 2017) und 1500 Hz (Pollard et al., 2015) (Tab. 45 A). Mobile Kraftmessplatten ermöglichen einen flexibleren Einsatz. Oft findet man in Messapparaturen der isometrischen Maximalkraft verbaute Kraftmessplatten.

2.1.3 Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) untersucht die elektrische Muskelaktivität und bezeichnet „eine Methode, die sich mit der Entstehung, Aufzeichnung und Analyse myoelektrischer Signale befasst“ (Schwameder et al., 2013, S. 148). Dabei handelt es sich um Aktionspotentiale, die eine physiologische Zustandsänderung an den Muskelfasermembranen in Form von De- und Repolarisationsvorgängen darstellen und mit Ladungsverschiebungen und Spannungsveränderungen innerhalb der Muskelzellen einhergehen. Die Ladungsverschiebung erzeugt ein elektrisches Signal, welches über das EMG erfasst werden kann. Die Anwendungsbereiche liegen in der medizinischen Forschung (u. a. Gang- / Halteanalyse), Rehabilitation, Ergonomie (z. B. Analyse von Risikofaktoren) und in der Sportwissenschaft, insbesondere in der Bewegungsanalyse (Konrad, 2011). Es wird zwischen dem invasiven Nadel-EMG und dem Oberflächen-EMG mit Hautelektroden unterschieden. Während beim Nadel-EMG die Rekrutierung und Frequenzierung einzelner motorischer Einheiten möglich ist, erlaubt das Oberflächen-EMG die Erfassung der Aktionspotentiale mehrerer motorischer Einheiten (Schwameder et al., 2013), sogenannte Überlagerungspotentiale (Summenpotentiale). Die gemessene Spannung zwischen zwei Elektroden wird als Potentialdifferenz bezeichnet und entspricht der Muskelaktivität (Innervationsstärke) (Hüter-Becker & Dölken, 2011). Störgrößen, welche die Signalerfassung negativ beeinflussen, sind in Tabelle 5 dargestellt (Konrad, 2011). Um möglichst saubere EMG-Daten zu erhalten, sollten diese Störgrößen eingedämmt sowie empfohlene Standards zur Sensorplatzierung, Signalverarbeitung und Modellierung eingehalten werden. Das Programm *surface EMG for a non-invasive assessment of muscle* (SENIAM) spricht Empfehlungen für die Anbringung und Verwendung des Oberflächen-EMGs aus (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000). Darüber hinaus sollte auch die EMG-Darstellung den Standards der internationalen Gesellschaft für Elektrophysiologie und Kinesiologie folgen (Merletti, 1999). Inhaltlich sollen Aussagen über die Elektrodeneigenschaften wie Material, Größe, den Interelektrodenabstand etc. gemacht werden. Zudem über die EMG-Detektion (z. B. Impedanzmessung), die verwendeten EMG-Filter (z. B. Hoch- und Tiefpassfilter) und weitere Analysemethoden wie das Gleichrichten (rectification), die Synchronisation mit anderen Messinstrumenten oder das Normalisieren.

Tab. 5. Störgrößen bei der EMG-Signalerfassung

Gewebeeigenschaften	<ul style="list-style-type: none"> • Leitfähigkeit, Gewebedicke • Temperatur, Transpiration
Physiologischer Cross Talk	<ul style="list-style-type: none"> • Signal benachbarter Muskeln • EKG-Artefakte
Distanzänderungen zw. Muskeln und Elektroden	<ul style="list-style-type: none"> • Bewegungsartefakte • Externer Druck
Externe Störspannungen	<ul style="list-style-type: none"> • Schlecht geerdete externe Geräte
Elektroden und Verstärker	<ul style="list-style-type: none"> • Elektrodenqualität • Internes Verstärkerrauschen

Für die Elektrodenpositionierung wird die Haut rasiert, angeraut und desinfiziert, um einen möglichst geringen Hautleitwiderstand (Impedanz) zu erzeugen. Diese Impedanz kann zwischen den Elektroden mittels Multimeter gemessen werden, wobei üblicherweise Werte bis maximal 10 k Ω für gute und unter 5 k Ω für sehr gute Bedingungen akzeptiert werden (Hermens et al., 2000). Konrad (2011) erweitert diese Bereiche weiterhin in 10 bis 30 k Ω für akzeptierbare und einfache Messbedingungen sowie 30 bis 50 k Ω , die weniger verlässlich sind. Werte darüber hinaus sollten vermieden werden. Anschließend werden die Daten über einen Transmitter (mit / ohne Kabel) übertragen und können mit entsprechender Software (z. B. Noraxon) mit den kinematischen und kinetischen Daten synchronisiert werden. Kabellose Transmitter lassen eine höhere Bewegungsfreiheit zu und sind daher bei dynamischen Bewegungsaufzeichnungen von Vorteil. Mittels Signalüberprüfung wird getestet, ob die Transmitter mit den richtigen Muskeln kodiert sind und wie die Signalqualität ausfällt. Dazu werden einzelne Muskeltests durchgeführt, indem die Muskeln möglichst isoliert angespannt und entspannt werden und das entsprechende Signal kontrolliert wird. Die Signalqualität ist an der Nulllinie erkennbar an einem 50 Hz-Netzbrummen (Nulllinienrauschen), einem Nulllinien-Offset oder -Shift, aber auch in Elektrokardiographie-Artefakten. Mit Hilfe eines Hochpassfilters (z. B. 20–50 Hz) können diese Störgrößen, auch „Offset-Spannungen“ bzw. Verzerrungen (DC bias) genannt, vor der eigentlichen EMG-Bearbeitung entfernt werden. Man spricht von einer Grundlinienkorrektur. Die Signalbearbeitung schließt mit Umklappen (rectification), Hüllkurvendetektion (linear envelopement), der Anwendung eines quadratischen Mittelwerts (root mean square = *RMS*) oder der Integration des EMG-Signals an. Für dieses Vorgehen werden differenzierte Empfehlungen ausgesprochen (C-Motion, 2015; De Luca, Gilmore, Kuznetsov & Roy, 2010; Konrad, 2011; Winter, 2009). Typischerweise wird zur Hüllkurvendetektion die Kurve umgeklappt und ein Tiefpassfilter zwischen 6 und 20 Hz verwendet. „These raw data were baseline corrected, rectified and smoothed with a critically damped filter (cut-off frequency of 6 Hz) to generate a linear envelope of the EMG signal“ (Beaulieu, Lamontagne & Xu, 2009, S. 970). Die Werte werden für ein bestimmtes Zeitintervall definiert und in Volt (V) angegeben. Für die Vergleichbarkeit findet eine Norma-

lisierung zum Maximalwert statt. Dies kann durch eine vorherige, maximale willkürliche Kontraktion (maximum voluntary contraction = MVC) geschehen oder anhand des Maximalwertes, der für das EMG-Signal über alle Versuche hinweg ermittelt wurde. Daraus resultieren Prozentangaben, die eine Vergleichbarkeit mehrerer Probanden miteinander zulässt. Das EMG erlaubt keine Aussage über mechanische Zusammenhänge oder Muskelkräfte. Mittels ungefiltertem Roh-EMG können Angaben zur zeitlichen Aktivität eines Muskels oder zur Abfolge der Muskelaktivierung gemacht werden. Zudem sind Informationen über die Stärke der Ausschläge und über den Ermüdungszustand möglich. Abbildung 16 zeigt am Beispiel des M. vastus lateralis einer Testperson das Roh-EMG (links) und nach der Bearbeitung (gefiltert, rechts) während eines unilateralen Drop Jumps (DJs).

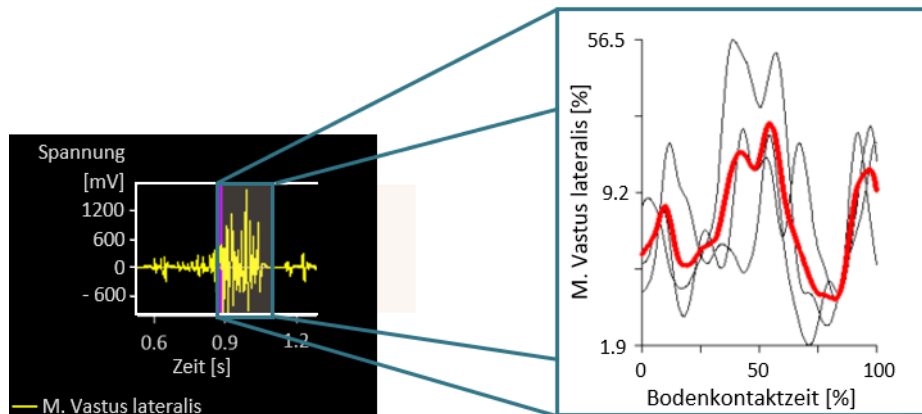


Abb. 16. Roh-EMG des M. vastus lateralis eines unilateralen DJs (links), gefiltertes und gemitteltes EMG dreier Versuche einer Testperson zur Bodenkontaktzeit (rechts)

Zusammenfassung

In der Biomechanik wird zwischen der Kinematik, der Lehre von Bewegung, und der Dynamik, der Lehre von Kräften und Momenten, welche eine Bewegung (Kinetik) oder einen Gleichgewichtszustand (Statik) bedingen, unterschieden. Biomechanische Messverfahren werden der Kinemetrie oder Dynamometrie zugeordnet. Weiterhin gibt es die Elektromyographie, welche sich mit der Entstehung, Aufzeichnung und Analyse elektrischer Muskelaktivität beschäftigt. Teil der Kinemetrie sind direkte und indirekte Methoden zur Erfassung von Zeit, Weg, Geschwindigkeit, Beschleunigung und Winkeln. Zum Einsatz kommen unter anderem Goniometer, IMUs, Akzelerometer sowie Aktivmarker- und Aktivkamerasysteme. Letztere erfassen präzise Daten zur Beschreibung von Bewegungsabläufen und Gelenkstellungen mittels infrarotbasierter Kameras. Diese Systeme zählen neben kostspieligen und bewegungseinschränkenden Röntgensystemen zum „Gold-Standard“ in der Bewegungsanalyse. Inhalte der Dynamometrie sind Massenpunktbewegungen, welche den drei Newton'schen Gesetzen, dem Trägheits-, Aktions- und Reaktionsgesetz, unterliegen. Abhängig davon, wie die Wirkungslinie der Kraft F verläuft, wird eine translatorische, rotatorische oder gekoppelte Bewegung hervorgerufen. Kräfte können von innen als Zug-, Kompressions-, Scher- und Torsionskräfte vorliegen oder von außen durch das Körpergewicht, Reaktions- oder Reibungskräfte auf den Körper wirken. Zu Drehmomenten im (Knie-)Gelenk kommt es, wenn die Kraftwirkungslinie am Drehpunkt vorbei verläuft. Durch Kombination

der Messgrößen aus der Kinematik und Dynamik lassen sich externe Gelenkmomente und mittels inverser dynamischer Modelle interne Gelenkmomente und -kräfte berechnen. In Kombination mit der Elektromyographie können zudem Aussagen zur zeitlichen Abfolge oder der Höhe der Muskelaktivität gemacht werden. Die Messverfahren werden häufig in Laboruntersuchungen zur Analyse des Verletzungsmechanismus von Fehlstellungen oder der Leistungsfähigkeit verwendet.

2.2 Verletzungsmechanismus bei dynamischen Bewegungen

Das Kniegelenk wird von Bändern und Muskeln gestützt, die aufgrund ihrer Funktion einer erhöhten Verletzungsgefahr unterliegen. Insbesondere das vordere Kreuzband (VKB) ist mit einem Fünftel, die am häufigsten betroffene Struktur bei Knieverletzungen. Dies belegt eine Studie von Majewski et al. (2006), die 20,3 % VKB-Verletzungen von insgesamt ca. 7700 Knieverletzungen identifizierten (*Abb. 1*). In Deutschland liegt die Inzidenz zwischen 1/2222 und 1/3500 Einwohner jährlich (ca. 35.000 Verletzungen/Jahr), wobei bei etwa 80 % eine operative Behandlung durchgeführt wird (Krudwig, 2000; Petersen & Zantop, 2009). Dabei tritt unabhängig vom Behandlungsweg (konservativ / operativ) nach 15 bis 20 Jahren eine frühzeitige Arthrose im Kniegelenk auf (Lohmander et al., 2007; Myklebust & Bahr, 2005). Mit einer steigenden Verletzungshäufigkeit und Inzidenz von 1:1000 sind insbesondere Jugendliche und junge Erwachsene im Alter von 15 bis 25 Jahren betroffen (Griffin, Albohm, Arendt, Bahr, Beynnon, Demaio, Dick et al., 2006; Renstrom, Ljungqvist, Arendt, Beynnon, Fukubayashi, Garrett, Georgoulis et al., 2008). Diese Progression nimmt im Alter von 35 bis 40 Jahren wieder ab (Renstrom et al., 2008). Eine Erklärung dafür, ist der Einfluss der (Trainings-) Erfahrung, welche Korrekturmöglichkeiten, schnelle Adaption an geforderte Situationen als auch an nicht-antizipierte Bewegungen, ermöglicht. Bei geringem Spielniveau liegt die Verletzungsrate pro 1000 Spiele (*IR* = injury rate) bei 0,15 verglichen mit hohem Spielniveau bei 0,06 (Beynnon, Vacek, Newell, Tourville, Smith, Shultz, Slauterbeck et al., 2014).

Tab. 6. Häufigkeit von Knieverletzungen nach Sportarten (mod. nach Majewski et al., 2006, S. 186)

Sportart	Gesamtanzahl der Knietraumata	Aktive Mitglieder in Sportvereinen	Koeffizient (Knietraumata / 1000 aktive Mitglieder)
Ski	2.020	186.568	10,8
Basketball	127	234.646	5,4
Handball	516	143.870	3,6
Fußball	2.715	846.112	3,2
Volleyball	198	74.225	2,7
Judo	93	34.176	2,7

Wie Tabelle 6 veranschaulicht, ist die Wahrscheinlichkeit von Knieverletzungen sportartenspezifisch. Im Skisport konnten die meisten Knietraumata im Verhältnis zu 1000 aktiven Mitgliedern (*Koeffizient* = 10,8) gefunden werden, gefolgt von den „großen“ Ballsportarten

Basketball, Handball, Fußball und Volleyball. Interessant ist, dass obwohl im Judo Verletzungen der oberen Extremitäten häufiger vorkommen (Kujala, Taimela, Antti-Poika, Orava, Tuominen & Myllynen, 1995), auch Knieverletzungen ähnlich häufig wie im Handball und Fußball und genauso häufig wie im Volleyball auftreten (Majewski et al., 2006). Kujala et al. (1995) fanden mit einer Rate der Kniegelenksverletzungen von 24/1000 Personen sogar einen höheren Wert als im Fußball ($IR = 19$) und Basketball ($IR = 14$). Grund dafür könnte sein, dass Verletzungen der unteren Extremitäten bei Judoka zu ca. 66 % das Kniegelenk betreffen, häufig mit Gegnereinwirkung und im Training auftreten (Kujala et al., 1995). Ursache für ca. 70 % der VKB-Verletzungen sind jedoch Sportunfälle ohne gegnerischen Kontakt, demnach unterliegen diese einem sogenannten *non-contact* Verletzungsmechanismus (Griffin, Agel, Albohm, Arendt, Dick, Garrett, Garrick et al., 2000). Zumeist tritt dieser Mechanismus bei reaktiven dynamischen Bewegungen wie Sprüngen, einbeinigen Landungen und Drehbewegungen auf, wie sie im Fußball, Handball oder Basketball vorkommen (Agel, Arendt & Bershadsky, 2005; Griffin et al., 2000; Petersen, Rosenbaum & Raschke, 2005). Dies bestätigen auch Videoanalysen von VKB-Verletzungen (Tab. 7) (Boden, Torg, Knowles & Hewett, 2009; Hewett, Torg & Boden, 2009; Krosshaug, Nakamae, Boden, Engebretsen, Smith, Slauterbeck, Hewett et al., 2007; Olsen, Myklebust, Engebretsen & Bahr, 2004). Die meisten Verletzungen ereignen sich, aufgrund der hohen Belastung auf die Kreuzbänder, innerhalb von 17 bis 50 ms nach Bodenkontakt (Krosshaug et al., 2007). Eine Untersuchung an vertikalen und rückwärtigen Stopp-Sprüngen (Stop-jumps) zeigte, dass der Scherstress auf das VKB vor allem während der Abbremsphase und nicht beim Take-off (Absprungphase) entstand. Diese Untersuchung wurde bei je zehn männlichen und weiblichen Freizeitsportlern im Alter von 19 bis 25 Jahren durchgeführt (Chappell, Yu, Kirkendall & Garrett, 2002). Gleichzeitig wird durch die Videoanalysen ersichtlich, dass die Auftretenswahrscheinlichkeit bei Frauen gegenüber ihren männlichen Partnern deutlich höher liegt. Abhängig von der Sportart weisen Frauen im Fußball eine doppelt so hohe und im Basketball eine vierfach höhere Verletzungsrate auf (Arendt & Dick, 1995). Krosshaug et al. (2007) bestimmte anhand von Videoanalysen im Basketball ein relatives Risiko von 5,3 für Frauen verglichen mit Männern (Tab. 7). In dem Review von Benjaminse, Gokeler, Fleisig, Sell und Otten (2011) wird die Verletzungsrate bei Frauen gegenüber Männern auf 2,3- bis 9,7-fach höher eingeschätzt.

Auf Studiengrundlage lässt sich ein breites Verletzungsprofil von VKB-Verletzungen ohne Gegnerkontakt mit extrinsischen und intrinsischen Risikofaktoren zusammenstellen. Eine Einteilung in vier Kategorien ist ebenfalls möglich: (1) Umwelttrisikofaktoren (2) anatomische (3) hormonelle und (4) neuromuskuläre Risikofaktoren (vgl. Griffin et al., 2006). Abbildung 4 gibt einen Überblick über hauptsächlich intrinsische Risikofaktoren, welche die funktionelle Kniestabilität beeinflussen. Im Folgenden wird das Verletzungsprofil, im speziellen für VKB-Verletzungen, dargestellt. Zu den extrinsischen Risikofaktoren zählen *Umweltfaktoren* wie die Schuh-Boden-Interaktion oder protektives Equipment. Die Kniegeometrie zählt aufgrund der interkondynalen Kerbe, VKB-Größe bzw. des VKB-Volumens und der Ausrichtung der unteren Extremitäten zu den *anatomischen Risikofaktoren* (Smith et al., 2012). *Hormonelle Faktoren* könnten weiterhin den Geschlechtsunterschied in der Verletzungshäufigkeit

ten von Frauen gegenüber Männern erklären. Die Bandlaxität kann anatomischen und hormonellen Faktoren zugeordnet werden, erlaubt jedoch keine Trainings- und Regenerationssteuerung (Hewett, 2000).

Tab. 7. Übersicht der Studien zu Videoanalysen von VKB-Verletzungen. RR = relatives Risiko

Studie	Probanden	Analysezeitpunkt	Ergebnis
Boden et al., 2009	29 Videos, 27 Kontrollvideos Basketball	Erster Bodenkontakt	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Fußaufsatz flacher ▪ Hüftflexion größer ▪ Hüftabduktionswinkel ähnlich ▪ Knieabduktionswinkel größer ($p > ,05$)
Hewett et al., 2009	23 Videos (10 w, 7 m) 6 Kontrollvideos (6 w) Basketball	Erster Bodenkontakt Verletzung	Erster Bodenkontakt: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Oberkörperflexion (w) VKB-Verletzungen < Kontrollgruppe Zeitpunkt der Verletzung: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Laterale Oberkörperneigung $w > m$ ▪ Knieabduktion $w > m$
Krosshaug et al., 2007	39 Videos (22 w, 17 m) Basketball	Erster Bodenkontakt 50 ms nach Bodenkontakt	Zeitpunkt der Verletzung: 17–50 ms nach Bodenkontakt <ul style="list-style-type: none"> ▪ Knie- und Hüftflexion $w > m$ zu beiden Zeitpunkten ▪ Kniekollaps $w > m$ (RR = 5,3; $p = ,002$)
Olsen et al., 2004	20 Videos (w) Handball	Verletzung	Identifikation risikoreicher Bewegungen: <ol style="list-style-type: none"> (1) Plant-and-cut movement (12 von 20 Verletzungen) <ul style="list-style-type: none"> ▪ Knieabduktion ▪ Tibiaaußen- oder Innenrotation ▪ Nahezu vollst. Knieextension (2) Einbeinige Landung nach einem Sprung <ul style="list-style-type: none"> ▪ Knieabduktion ▪ Tibiaaußenrotation ▪ Nahezu vollständige Knieextension

Zu den *neuromuskulären Faktoren* zählen die vorgefertigten Bewegungs- und Muskelaktivitätsmuster als auch eine inadäquate Steifigkeit der Muskeln. Vier Theorien zur Erklärung der neuromuskulären Defizite liefern unter anderem Pappas, Nightingale, Simic, Ford, Hewett und Myer (2014) sowie Hewett und Myer (2014). Diese sind zum einen (a) die Banddominanz (ligament dominance theory), welche von hohen Knieabduktions-, Hüftadduktions- und Hüftinnenrotationswinkeln als auch von hohen Bodenreaktionskräften (BRK) und erhöhten Knieabduktionsmomenten bei der Ausführung von Landungen und Richtungswechseln ausgeht. Grundannahme ist ein Ungleichgewicht der neuromuskulären und ligamentären Kontrolle, was sich beispielsweise in der (verminderten) Fähigkeit zur Kontrolle der dynamischen Kniestabilität (*Knie-Valgus* bzw. *Knieabduktion*) zeigt (Myer, Ford &

Hewett, 2004). Weiterhin die (b) Oberkörperdominanz (trunk dominance theory), bei der von einem Defizit in der Oberkörperkontrolle bzw. Muskelaktivität zwischen Agonist und Antagonist des Oberkörpers gesprochen wird und (c) eine Quadrizepsdominanz (quadriceps dominance theory), die davon ausgeht, dass exzessive Quadrizepskräfte ein Ungleichgewicht zur hinteren kinetischen Kette darstellen und so zu Scherkräften führen. Die Quadrizepsdominanz beschreibt ein Ungleichgewicht in der Kraft, Rekrutierung und Frequenzierung der Kniestrecker und -beuger (Myer et al., 2004). Sowie letztlich (d) die Beindominanz (leg dominance theory), welche die Begründung für die neuromuskulären Defizite in einer Asymmetrie der Beine sieht. Diese vier Theorien werden von Read, Oliver, De Ste Croix, Myer und Lloyd (2016) ergänzt durch (e) das dynamische Gleichgewicht (dynamic postural control), das durch die Zusammenarbeit von neurologischen, visuellen, vestibulären und propriozeptiven Systemen gewährleistet wird und bei einer inadäquaten Körperschwerpunktverlagerung zur erhöhten Verletzungsanfälligkeit beitragen kann. Read et al. (2016) erweitern die (f) neuromuskuläre Vorsteuerungsstrategien (neuromuscular feed-forward strategies), wie beispielsweise unterschiedliche Voraktivität von Muskeln (feed-forward muscle activation patterns) und antizipative Haltungsanpassungen (anticipatory postural adjustments (APAs) = vorgefertigte Bewegungsmuster), welche aufgrund des relativ frühen Verletzungszeitraums innerhalb von 17 bis 50 ms nach initialem Bodenkontakt (BK) und der geringen Antizipationszeit wichtig sind. Aufgrund des frühen Auftretens von Belastungsspitzen nach Bodenkontakt, liegt die Vermutung nahe, dass keine adäquate Zeit für mechanosensorische Rückkopplungsprozesse gegeben ist (Zebis et al., 2009).

Im hierarchischen Modell der Risikofaktoren für das Knie- und das Sprunggelenk nach Read et al. (2016) werden ergänzend Testverfahren und Trainingsmöglichkeiten dargestellt. Abbildung 17 liefert eine Übersicht mit den Ausprägungsmerkmalen (runder Kasten) sowie Testverfahren (eckiger Kasten). Die Risikofaktoren von Kniegelenksverletzungen während der Ausführung hochdynamischer Bewegungen wie Landungen, Abbremsbewegungen und Richtungswechseln wurden aus der Literatur zusammengetragen. Unter der Oberkörper- und Quadrizepsdominanz wurden die Testverfahren (Read et al., 2016) um die neuromuskuläre Größe „Ko-Kontraktion“ ergänzt. Die „Oberkörperpositionierung“ wurde der Oberkörperdominanz zugeordnet. Das dynamische Gleichgewicht wurde um „Krafttests der hüftumgebenden Muskulatur“ und die feed-forward Strategien um die „Muskelvoraktivität“ und „Muskelaktivierungsmuster“ erweitert. Im Folgenden wird die Forschungslage zum Verletzungsmechanismus für Sprünge, Landungen und Richtungswechsel aufgezeigt.

Verletzungsmechanismus. Der Verletzungsmechanismus zeichnet sich durch eine Kombination aus Knieabduktionsstellung (X-Beine) in leichter Beinflexion (Hyperextension) und Außenrotationsstellung aus (Petersen et al., 2005; Schmitt et al., 2014). Wie aus Tabelle 7 ersichtlich wird, ist für die Verletzungsgenese vor allem die Knieabduktion bei nahezu vollständiger Knieextension zusammen mit einer Tibiaaußenrotation oder -innenrotation entscheidend (Olsen et al., 2004).



Abb. 17. Übersicht der Risikofaktoren von Kniegelenksverletzungen. BK = Bodenkontakt; BRK = Bodenreaktionskraft; QF = M. quadriceps femoris; CoP = Center of Pressure / Druckmittelpunkt; d. = des; DJ = Drop Jump; ↑ = erhöht; ↓ = niedriger; → = führt zu; ↯ = gestört

„[...] landing with an extended knee may increase the risk of non-contact ACL injury because increased [ground reaction force] and quadriceps moments may promote knee extension mechanism, which elongates the [anterior cruciate ligament].“ (Sugimoto et al., 2015, S. 814)

Ireland (1999) beschreibt den Verletzungsmechanismus als „position of no return“, welcher durch eine Hüftadduktion und -innenrotation charakterisiert ist und dadurch zur Knieabduktion und tibialen Außenrotation führt. Eine unverhältnismäßige Kontrolle der Hüfte wirkt sich direkt auf die Ausrichtung der unteren Extremitäten (Mittellinie) aus und beeinflusst somit

auch die Lastübertragung innerhalb des Knies. Aus mechanischen Aspekten heraus, nimmt die Belastungsrichtung der Gewichtskraft einen hohen Stellenwert ein. Insbesondere laterale Bodenreaktionskräfte (BRK) spielen hierbei eine wichtige Rolle (Frank et al., 2013; Hewett & Myer, 2011). Neben der lateralen BRK zeigt eine prospektive Studie von Hewett et al. (2005a) an der Untersuchung von Athletinnen, dass vertikale BRK zum einen mit Knieabduktionswinkeln und zum anderen mit Knieabduktionsmomenten signifikant korrelieren. Diese wiederum sind Prädiktoren für spätere VKB-Rupturen. Das Knieabduktionsmoment konnte VKB-Verletzungen mit einer Sensitivität von 78 % und Spezifität von 73 % vorausagen (Hewett et al., 2005a). Weiterhin könnte die Knie- und Hüftflexion eine Erklärung für die Geschlechtsunterschiede darstellen (Krosshaug et al., 2007). Wie aus den Videoanalysen hervorgeht, sollte der Verletzungsmechanismus insbesondere aus Sicht der Sagittal- und Frontalebene betrachtet werden. Zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes konnten Boden et al. (2009) jedoch keinen Unterschied zur Kontrollgruppe in der Frontalebene für das Knie- und Hüftgelenk finden. Dahingegen zeigten Pollard, Sigward und Powers (2010) ein höheres Verletzungsrisiko (Knieabduktionswinkel, -moment) für Frauen mit unzureichender Flexion im Vergleich zu höheren Bewegungsamplituden. Fox, Bonacci, McLean und Spittle (2014) zeigen in ihrem systematischen Review die Ausprägung der Kinematik unterer Extremitäten bei Frauen während athletischer Aufgaben. Dazu zählen unilaterale Landungen, bilaterale Sprünge und Richtungswechsel (Sidestep cuttings). Die Belastung auf den passiven Bewegungsapparat war bei unzureichender Flexion in Knie- und Hüftgelenk höher aufgeprägt. Dies geht mit dem analysierten Verletzungsmechanismus bei nahezu vollständiger Beinextension einher. Die Autoren weisen darauf hin, dass die, oft zur Identifikation des Verletzungsmechanismus verwendete, Sagittalebene nicht ausreichend ist, da es sich möglicherweise um das kinematische Bewegungsprofil bei Frauen handelt (Fox et al., 2014). Ebenfalls ist unklar, wie isolierte Kniegelenkskräfte eine VKB-Ruptur bedingen können (McLean, Huang, Su & Van Den Bogert, 2004). Zu berücksichtigen bleibt die Wechselwirkung zwischen der Kinematik und Muskulatur, der Muskelkraft und den Gelenkmomenten. Beispielsweise kann eine Dehnung der ischiocruralen Muskulatur, hervorgerufen durch eine anteriore Beckenkipfung und Hüftflexion, diese schwächen (Delp, Hess, Hungerford & Jones, 1999).

Betrachtet man den Oberkörper in Sagittal- und Frontalebene, so konnten Hewett et al. (2009) bei weiblichen Athletinnen zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes eine geringere Oberkörperflexion und zum Zeitpunkt der Verletzung eine laterale Oberkörperneigung feststellen. Über einen Zeitraum von drei Jahren untersuchten Zazulak et al. (2007a) in einer prospektiven Studie den Zusammenhang zwischen der neuromuskulären Oberkörperkontrolle und dem Risiko von Knie- und Bänderverletzungen. Die erfassten Daten beinhalteten die dreidimensionale Oberkörperauslenkung nach einer unvorhersehbaren Perturbation. Das Ergebnis zeigt, dass Faktoren der Oberkörperstabilität, insbesondere die laterale Oberkörperneigung, entscheidende Prädiktoren für Knie- und Bänderverletzungen bei Frauen darstellen. Die relative Chance (Odds Ratio = OR) bei erhöhter lateraler Oberkörperauslenkung einer Knieverletzung zu unterliegen, lag bei 2,14 ($p = ,001$) sowie für Bänderverletzungen bei 2,22 ($p = ,016$). „Previous findings indicate that trunk positioning influences resultant joint moments associated with ACL loading“ (Frank et al., 2013, S. 2677). Dabei fassen

Frank et al. (2013) zusammen, dass eine aufrechte Oberkörperposition während Landungen aus einer Erhöhung (Drop Landing) mit einem größeren Knieextensionsmoment assoziiert war. Größere laterale Oberkörperneigungen über dem Standbein zeigten größere Knieabduktionsmomente und -außenrotationsmomente. Eine Korrelation zwischen dem maximalen Knieabduktionsmoment und der lateralen Oberkörperneigung zeigten auch Jamison et al. (2012b) am Beispiel von Richtungswechseln (run-to-cut maneuvers), Dempsey et al. (2012) bei Landungen nach Überkopf-Fängen von Bällen und Weltin et al. (2015) bei lateralen reaktiven Sprüngen. Daneben hat die Propriozeption des Oberkörpers, demnach der Gelenkstellungssinn, eine bedeutende Rolle in der Entstehung von VKB-Verletzungen. Zazulak et al. (2007b) verglichen in einem 3-jährigen Zeitraum, von insgesamt 277 Sportlern, 25 Verletzte ($w = 11$; $m = 14$) mit Unverletzten und konnten für Frauen einen signifikanten Unterschied in der aktiven Repositionierung des Oberkörpers finden. Durch die aktive propriozeptive Repositionierung konnte der Knieverletzungsstatus mit einer Sensitivität von 90 % und einer Spezifität von 56 % diagnostiziert werden (Zazulak et al., 2007b). Die Beeinträchtigung der Oberkörperkontrolle kann als gravierend bezeichnet werden (Hewett et al., 2017), da die verminderte Propriozeption und Haltungsstabilität mit deutlich höherer Wahrscheinlichkeit eine zukünftige Knieverletzung vorhersagen kann als mit durchschnittlichen oder guten Messergebnissen.

Oberkörperpositionierung und Hüfte. Bei der biomechanischen Ganzkörperbetrachtung von lateralen reaktiven Sprüngen fanden Weltin et al. (2015) neben dem signifikanten Zusammenhang zwischen der lateralen Oberkörperneigung und dem Knieabduktionsmoment ($r = 0,67$; $p < ,001$) eine signifikante Korrelation zwischen der lateralen Oberkörperneigung und dem Hüftabduktionsmoment ($r = 0,55$; $p = ,001$). Das Hüftabduktionsmoment wiederum stand in positiver Relation mit dem Knieabduktionsmoment ($r = 0,78$; $p < ,001$). Die Daten verdeutlichen das Bestehen einer mechanischen Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten, wobei der Oberkörper Kniebelastungen mechanisch und neuromuskulär beeinflussen kann. Zum einen verschiebt sich durch die laterale Bewegung des Oberkörpers, der Kraftvektor und es kommt zu höheren lateralen und vertikalen BRK, die mit der Knieauslenkung und -belastung korrelieren (Hewett & Myer, 2011). Zum anderen führt die laterale Oberkörperneigung in Kombination mit erhöhten Kniemomenten zu einer Anpassungsreaktion in der Becken- und Hüftstellung, um ein dynamisches Gleichgewicht aufrechtzuerhalten und die Kräfte, ausgehend von den unteren Extremitäten, zu verteilen. Das damit einhergehende, erhöhte Drehmoment in der Hüftadduktion führt wiederum zu einem Anstieg der Knieabduktionsmomente (Hewett & Myer, 2011; Hewett, Stroupe, Nance & Noyes, 1996). Des Weiteren konnten Zusammenhänge zwischen dem maximalen Knieabduktionsmoment und initialer Hüftflexion, -innenrotation sowie größerem initialen Knieabduktionswinkel während lateralen Bewegungen (Sidesteps) gefunden werden (McLean et al., 2005). Letztere stehen wiederum in Verbindung mit VKB-Verletzungen wie Frank et al. (2013) auf Grundlage von retrospektiven Studien und Videoanalysen zusammentrugen. Diese Ergebnisse werden von Weltin et al. (2015) bestätigt und beschreiben die Korrelation zwischen Becken bzw. Hüfte und den Oberkörper sowie unteren Extremitäten. Bliss und Teeple (2005) erweitern diese Erkenntnisse, indem der Oberkörper durch die kinetischen Ketten über das Becken bzw. dem LPHC auf das Knie einwirken kann. „The inability to

transfer forces generated at the core to the extremities can result in decreased efficiency or injury“ (Bliss & Teeple, 2005, S. 180). Die Oberkörperpositionierung und die neuromuskuläre Hüftkontrolle wirken sich auf die Kniebelastung in Frontalebene aus. „The combined influence of trunk and hip biomechanics on triplanar knee joint loads may be greater than either in isolation“ (Frank et al., 2013, S. 2677). Die Wechselwirkung zwischen Oberkörper und Knie sollte daher unter Berücksichtigung der Hüfte untersucht werden. Weiterhin konnte die Kontrolle des Lendenwirbelsäulen-Hüft-Komplex mit der Verletzungshäufigkeit oberer Extremitäten bei professionellen Baseball-Pitcher nachgewiesen werden (Chaudhari, McKenzie, Pan & Onate, 2014).

Dementsprechend ist eine ganzheitliche Betrachtung wichtig, um verletzungsrelevante Mechanismen genau nachvollziehen zu können. Eine Verbesserung der Oberkörperstabilität in Form einer höheren Bewegungskontrolle kann die dynamische Stabilität und das Gleichgewicht positiv beeinflussen (Read et al., 2016). Ein Unterschied zwischen den Geschlechtern in der lateralen Oberkörperauslenkung konnten Weltin et al. (2015) bei lateralen reaktiven Sprüngen nicht nachweisen. Dennoch verdeutlicht die Studienlage, dass die Risikofaktoren (Abb. 17) und insbesondere die Oberkörperdominanz und Banddominanz miteinander in Verbindung stehen. Nachweisliche Unterschiede zwischen Frauen und Männern, die mit einer erhöhten VKB-Verletzungsinzidenz zusammenhängen, sind höhere Knieabduktionswinkel, höhere Knieextensionsmomente und -abduktionsmomente bei Frauen während Landevorgängen und Richtungswechsel (Hughes, 2014). Die Frontal- und Sagittalebene sollten demnach in einer ganzheitlichen Betrachtung eingeschlossen werden.

Muskelaktivität. Die dynamische Kniestabilität wird durch die neuromuskuläre Steuerung einer multifaktoriellen kinetischen Kette erreicht, da das Knie direkt von den unmittelbar umgebenden Muskeln unterstützt wird und auch von den proximalen Muskeln der Hüfte und des Rumpfes abhängig ist (Shirey, Hurlbutt, Johansen, King, Wilkinson & Hoover, 2012). Für die Muskelaktivität lassen sich geschlechtsspezifische Unterschiede erkennen, die im Folgenden ebenfalls aufgegriffen werden.

Quadrizeps und ischiocrurale Muskulatur. Die Quadrizepsdominanz (Abb. 17) beschreibt ein Ungleichgewicht in der Kraft, Rekrutierung und Koordination zwischen vorderer und hinterer Oberschenkelmuskulatur, die mit Scherkräften innerhalb des Knies einhergehen. Dabei erzeugt der M. quadriceps femoris über die Patellasehne bei Kniestreckung und während der Kontaktphase bei Landevorgängen anterior gerichtete Scherkräfte (Sugimoto et al., 2014). Studien an Leichen zeigten, dass diese Scherkräfte mit einer Kniegelenksstellung in Ab- oder Adduktion (X- oder O-Beine) zu erhöhten Spannungen des medialen Bündels des VKBs führten (Berns, Hull & Paterson, 1992 in Yu & Garrett, 2007). Zum gleichen Ergebnis kam eine weitere Studie (Markolf, Burchfield, Shepard, Finerman & Slauterbeck, 1995), wobei die Belastung des VKBs unter zusätzlichen internalen Tibiarotationsmomenten im Vergleich zu isolierten, anterior gerichteten Scherkräften erheblich anstieg. Während der Landevorgänge werden die Muskeln voraktiviert, um diesen Scherkräften, welche unmittelbar nach der Landung am höchsten sind, entgegenzuwirken und um das VKB zu schützen (Besier et al., 2003; Cowling & Steele, 2001).

Geschlechtsunterschiede konnten in Form einer höheren Quadrizepsaktivität und niedrigeren Hamstringsaktivität, auch bei jungen Athletinnen, festgestellt werden (Bencke et al., 2018; Griffin et al., 2006). Bei der Durchführung lateraler Richtungswechsel (Sidestep cuttings) stieg die Belastung des VKBs um 36 % als Resultat einer verringerten Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Weinhandl et al., 2014). Untersuchungen an Leichen zeigten, dass die protektive Wirkung der rückseitigen Oberschenkelmuskulatur zu einer Reduktion der VKB-Belastung bei Knieflexionen zwischen 15 und 60° führte (Li et al., 1999). Eine genaue Abgrenzung für das Bewegungsausmaß, welches mit hohen Kniemomenten einherging, lag zwischen 15 und 30 bis 35°. Dahingegen konnten Benjaminse et al. (2011) keine Quadrizepsdominanz bei Richtungswechseln feststellen. Zebis et al. (2009) untersuchten den Zusammenhang zwischen der Muskelaktivität und VKB-Verletzungen bei 55 weiblichen Athletinnen aus den Sportarten Handball und Fußball. Im Vergleich der Verletzten ($n = 5$) mit den Unverletzten konnte ein Unterschied in der Muskelaktivität beobachtet werden. Die Arbeitsgruppe analysierte eine niedrigere Voraktivität des M. semitendinosus und eine hohe Aktivierung des M. vastus lateralis vor der Landung, welche mit späteren VKB-Verletzungen assoziiert waren. Hughes und Dally (2015) untersuchten je zehn weibliche und männliche Volleyball- und Netzbballspieler bei der Durchführung von Richtungswechseln (45°) und Landungen nach einem maximal möglichen, vertikalen Sprung mit Anlauf. Die Aktivität der Oberschenkelvorderseite gemessen am M. rectus femoris war bei beiden Bewegungsaufgaben bei den Frauen signifikant höher als bei Männern, wohingegen die Oberschenkelrückseite (M. biceps femoris) eine geringere Aktivität während Landevorgängen aufwies.

Muskelkraft. Eine Bandlaxität resultiert aus einem Ungleichgewicht zwischen Kniestreckerkraft und -beugerkraft. Wie die Querschnittsstudie von Ahmad, Clark, Heilmann, Schoeb, Gardner und Levine (2006) verdeutlicht, wiesen reife (mature) Jungen im Alter von 16 Jahren ein höheres Kraftpotential der ischiocruralen Muskulatur zu unreifen (immature) Jungen im Alter von 11 Jahren auf. Folglich demonstrierten diese auch eine geringe Quadrizeps-Hamstrings-Ratio (1,48) im Vergleich zu gleichaltrigen Mädchen (2,06) und Jüngeren (Mädchen 1,74; Jungs 1,58). Eine Begründung dafür sahen die Autoren im inhomogenen Kraftanstieg der ischiocruralen Muskulatur ($w = +27\%$; $m = +179\%$) verglichen mit den Kraftzuwächsen des Quadrizeps ($w = +44\%$; $m = 148\%$) (Abb. 18). Während die Knielaxität von jungen zu reifen Jungen sank, konnte bei jungen und reifen Mädchen keine Veränderung festgestellt werden (Ahmad et al., 2006). Huston und Wojtys (1996) konnten bei weiblichen ($n = 40$) und männlichen ($n = 60$) Athleten eine erhöhte Laxität bei Frauen erkennen. Sie ergänzten, dass Sportlerinnen signifikant länger brauchten, um während der isokinetischen Tests ein maximales Drehmoment für die rückseitige Oberschenkelmuskulatur zu erzeugen. Demnach liegt die Vermutung nahe, dass sich weibliche Athletinnen in Reaktion auf eine anteriore Tibiatranslation mehr auf ihre Quadrizepsmuskulatur verlassen, während die anderen Gruppen die ischiocrurale Muskulatur zur anfänglichen Kniestabilisierung einsetzen (Huston & Wojtys, 1996). Weitere Ergebnisse zu lateralen Bewegungen (Sidestep cutting) zeigten, dass die verminderte Kraft der ischiocruralen Muskulatur mit erhöhten Belastungen des VKBs einherging (Weinhandl et al., 2014). Anhand einer prospektiven Studie (Myer, Ford, Barber Foss, Liu, Nick & Hewett, 2009) wird deutlich, dass Athletinnen, welche weniger Kraft in der Oberschenkelrückseite mit vergleichbarer Quadrizepskraft wie männliche

Athleten aufwiesen, später eine Verletzung des VKBs erlitten. Sportlerinnen, die keiner Verletzung unterlagen, wiesen umgekehrt eine verminderte Quadrizepskraft mit ähnlichem Kraftprofil der Hamstrings auf (Myer et al., 2009).

Unabhängig von der Muskelkraft, kann die neuromuskuläre Ermüdung die Ausrichtung der unteren Extremitäten beeinflussen. Für Drop Jumps konnten erhöhte Maximalwerte für die Knieabduktion und -adduktion sowie Knieabduktionsmomente nach Ermüdung im Vergleich zum nicht-ermüdeten Zustand festgestellt werden (McLean, Fellin, Suedekum, Calabrese, Passerallo & Joy, 2007). Die kinematische Ausrichtung der Hüfte und des Knies veränderten sich in Richtung des VKB-Verletzungsprofils (Thomas, Palmieri-Smith & McLean, 2011). Neuromuskuläre Ermüdung kann sich in zentrale und periphere Prozesse niederschlagen. Diese bewirken eine beeinträchtigte Propriozeption (Miura, Ishibashi, Tsuda, Okamura, Otsuka & Toh, 2004) und verzögerte Muskelreaktionen (Wojtys, Wylie & Huston, 1996), die mit veränderten, biomechanischen Gelenkkonstellationen einhergehen können (Thomas, McLean & Palmieri-Smith, 2010).

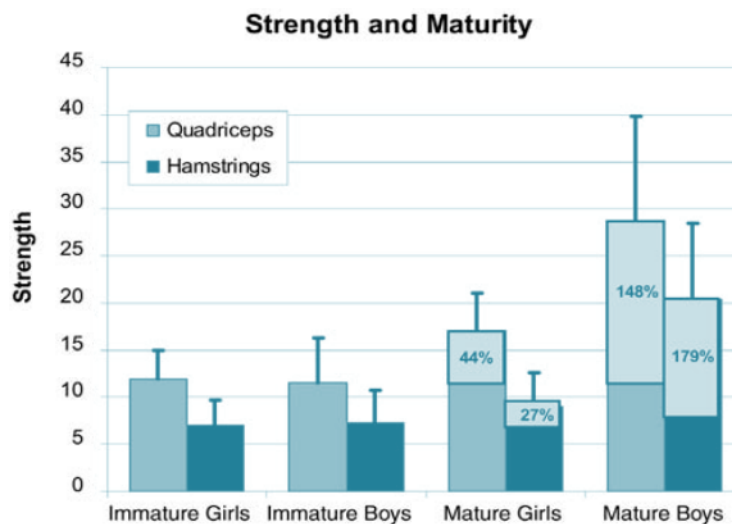


Abb. 18. Kraft des Quadrizeps und der ischiocruralen Muskulatur (Hamstrings) bei Mädchen und Jungen in Abhängigkeit des Reifegrades (Ahmad et al., 2006, S. 372)

Ko-Kontraktion des Quadrizeps, der Hamstrings und des M. gastrocnemius. Arbeiten die Kniegelenksstrecker und -beuger zusammen, kann ein Beitrag zur dynamischen Kniegelenksstabilität geleistet und das potentielle Risiko einer VKB-Ruptur minimiert werden. Bei zeitgleicher Kontraktion von Quadrizeps und der Hamstrings findet neben der Unterstützung in Sagittal- auch in Frontalebene eine muskuläre Gelenkstabilisierung gegenüber Abduktions- und Adduktionsstress statt (Lloyd & Buchanan, 2001). Dies ist in Hinblick auf eine erhöhte Valgisierung (X-Bein-Stellung) mit der Auftretenswahrscheinlichkeit von VKB-Verletzungen relevant (Hewett et al., 2005a). Wie bereits beschrieben, können bei verminderter neuromuskulärer Kontrolle passive Strukturen wie die Bänder überlastet werden. Li et al. (1999) zeigten, dass die protektive Wirkung der Ko-Kontraktion von Hamstrings und Quadri-

zeps in einem besonderem Winkelbereich von 15 bis 60° auftrat. Die resultierenden Momente in diesen Gelenkstellungen gingen dabei mit der Muskelaktivität des Quadrizeps einher sowie gleichzeitig mit der Funktion des VKBs, welches Tibiaverschiebungen relativ zum Femur nach anterior verhindert (Beynnon, Fleming, Johnson, Nichols, Renström & Pope, 1995). Die Hamstrings können bei einer Knieflexion von 30, 60 und 90° mittels posterioren Scherkräften einer anterioren Tibiaverschiebung entgegenwirken (Beynnon et al., 1995). Gleichzeitig können auch mediolaterale Translationskräfte abgefangen werden (Colby et al., 2000). Ferner leistet die Hamstringsaktivität einen Beitrag zur Prävention von unphysiologischen Überstreckungen (*genu recurvatum*) (Alentorn-Geli et al., 2009) und trägt somit zur funktionellen Kniestabilität bei (Petersen et al., 2005). Da sich die Quadrizepsaktivität unmittelbar vor dem Bodenkontakt erhöht und die Belastung auf das VKB bei Landungen mit nahezu gestrecktem Bein wirkt, ist eine schnelle Aktivierung der Hamstrings wichtig.

Eine Modellstudie für Landemanöver verdeutlichte, dass eine erhöhte Kraft des M. gastrocnemius mit niedrigeren VKB-Belastungen einherging (Morgan et al., 2014). Dem Muskel wird somit eine Kompensationsfunktion bei reduziertem Kraftpotential der ischiocruralen Muskulatur nachgesagt. Morgan et al. (2014) schlossen auf eine allgemeine Muskelstrategie, welche zu höheren Gelenkkompressionen und zusammen mit der Quadrizepskraft zu höherer Gelenksteifigkeit des Knies führte. Die Untersuchungen von Fleming, Renstrom, Ohlen, Johnson, Peura, Beynnon und Badger (2001) an sechs Probanden, welche eine Spinalanästhesie bekamen und deren Muskeln durch transkraniale elektrische Muskelstimulation innerviert wurden, ergaben konträre Resultate (Abb. 19). Die Ko-Kontraktion des M. gastrocnemius mit dem Quadrizepsmuskel resultierte in einer Erhöhung der VKB-Belastung bei 15 und 30° Knieflexion (Fleming et al., 2001). Die Belastung fiel höher aus als bei isolierter Aktivität dieser Muskeln. Zudem zeigte eine Ko-Kontraktion der Hamstrings zusammen mit dem M. gastrocnemius bei 15 und 30° Knieflexion höhere Belastungen auf das VKB als bei isolierter Aktivierung der Hamstrings. Im Vergleich zur isolierten Aktivität des M. gastrocnemius erzeugte die Ko-Kontraktion eine geringere Belastung (Fleming et al.,

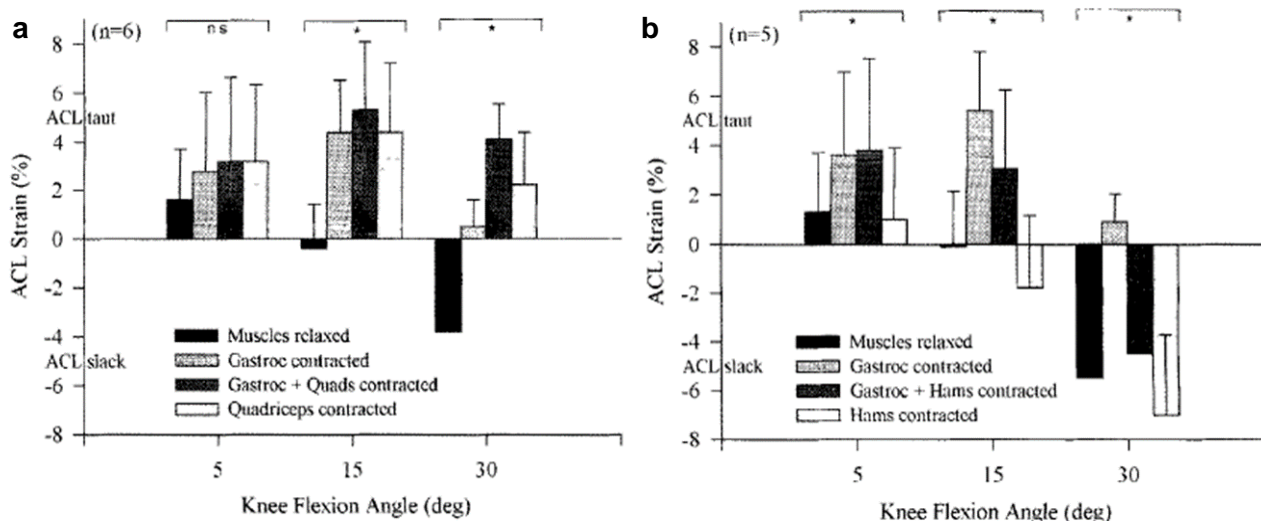


Abb. 19. Durchschnittliche VKB-Belastung (ACL Strain) abhängig von der Muskelaktivität und Ko-Kontraktion a: des M. gastrocnemius und M. quadriceps femoris; b: des M. gastrocnemius und der Hamstrings (Fleming et al., 2001, S. 1181)

2001). Demnach ist unklar, ob der M. gastrocnemius als ein Antagonist des VKBs oder als Kompensationsmöglichkeit schwacher Hamstrings angesehen werden kann. Die Arbeitsgruppe um Besier et al. (2003) vermutet, dass aufgrund der anatomischen Gegebenheiten der mediale Teil des M. gastrocnemius ein Adduktions- und Außenrotationsmoment und der laterale Teil ein Abduktions- und Innenrotationsmoment in einem Winkelbereich zwischen 20 bis 50° Knieflexion verursachen kann. Zu einer selektierten Aktivierung von medialen und lateralen Muskeln mit adäquater Ko-Kontraktion der Flexoren und Extensoren kam es bei vorhersehbaren Bewegungsaufgaben. Bei unvorhersehbaren Bedingungen kam es zu einer allgemeinen Ko-Kontraktion (Besier et al., 2003). Letztlich sind weitere Parameter entscheidend, ob eine hohe Muskelaktivität oder -kraft des M. gastrocnemius eine präventive Wirkung von VKB-Verletzungen zeigt.

Glutealmuskulatur. Modellrechnungen, die mit Untersuchungen an Leichen verglichen wurden, zeigten, dass die Gelenkstellung, Muskelkraft und die Gelenkmomente miteinander zusammenhängen. Eine Beckenkipfung nach anterior bedingt eine Veränderung des Drehmoments in den Hüftabduktoren und verursacht eine Hüftinnenrotation mit nach vorne geneigter Position, in welcher die ischiocrurale Muskulatur verlängert und somit geschwächt wird (Delp et al., 1999). Demnach spielen neben den Hamstrings auch die hüftumgebenden Muskeln eine wichtige Rolle in der Gelenkpositionierung. „Gluteal muscles are important to assist hip flexion (gluteus maximus) and to prevent a dynamic valgus collapse (gluteus medius)“ (Alentorn-Geli et al., 2009, S. 710). Schwache *Hüftabduktoren* gingen mit veränderten Koordinationsmustern des Ober- und Unterkörpers in Sprüngen einher. Personen mit schwachen Hüftabduktoren führten Sprünge mit einer höheren lateralen Oberkörperneigung zum Standbein hin aus (J. A. Smith et al., 2014). Wie zuvor beschrieben, geht dieses Bewegungsmuster mit Bänderverletzungen einher. Da schwache Hüftabduktoren zu einer Fehlstellung der Hüfte führen können, untersuchten Kagaya, Fujii und Nishizono (2015) die Relation zwischen dem Trendelenburg-Zeichen, ein seitliches Absenken der Hüfte, und der Kniedistanz⁵ in 2D. Durchgeführt wurden unilaterale Squats sowie Drop Landings (EBS) bei denen eine Wechselbeziehung zwischen dynamischer Hüftfehlstellung und der Kniedistanz (größer in Knieabduktion) festgestellt werden konnte. Somit zeigte sich der indirekte Einfluss der Hüftabduktoren auf eine verletzungsrelevante Kniestellung. Leetun et al. (2004) untersuchten in einer prospektiven Studie die Hüftabduktionskraft und Hüftaußenrotationskraft mit einem Dynamometer und erkannten, dass diejenigen, die später eine Verletzung erlitten, signifikant geringe Kraftwerte aufwiesen. Allerdings konnte nur die Außenrotationskraft als Prädiktor für die Auftretenswahrscheinlichkeit von Verletzungen bestimmt werden ($OR = 0,86$). Wie eingangs beschrieben, konnte eine Verbindung zwischen dem Hüftabduktions- und Knieabduktionsmoment bei lateralen reaktiven Sprüngen gefunden werden (Weltin et al., 2015). Von präventiver Bedeutung könnte eine frühere Voraktivität des Hüftabduktors M. gluteus medius sein. Weltin et al. (2015) stellte bei Männern im Vergleich zu Frauen eine frühere Voraktivität für den M. gluteus medius fest. Dahinter wurde eine Strategie vermutet, um das Becken und den Oberschenkel für eine optimale Absorption gegenüber BRK aus-

⁵ Distance from hallux to point where line connecting center of patella and anterior superior iliac spine (ASIS) intersects floor.

zurichten. Für die Muskelaktivität des M. gluteus maximus während Sprüngen und Richtungswechseln konnten Hughes und Dally (2015) keinen Unterschied zwischen Frauen und Männern finden. Auch Russell, Palmieri, Zinder und Ingersoll (2006) fanden keinen Unterschied in der Muskelaktivität des M. gluteus medius bei EBS aus 60 cm Höhe. Homan, Norcross, Goerger, Prentice und Blackburn (2013) nahmen eine Unterteilung in eine schwache und starke Hüftgruppe anhand von isometrischen Krafttests der Hüftabduktoren und -extensoren vor und untersuchten dessen Einfluss auf die Aktivität der Mm. glutei maximus (GMax) und medius (GMed) sowie die kinematische Ausrichtung der unteren Extremitäten. Die Ergebnisse zeigten, dass sich die schwache und starke Gruppe nicht im Knieabduktionswinkel während Landungen unterschieden. Die schwache Hüftkraftgruppe wies jedoch erhöhte Muskelaktivitäten auf. Die Arbeitsgruppe vermutet darin einen neuronalen Ausgleich zur schwächeren Muskelkraft. Obwohl die Knieauslenkungen unverändert blieben, konnte in zwei prospektiven Studien nachgewiesen werden, dass die isometrische Hüftabduktionskraft (Khayambashi et al., 2016) und Außenrotationskraft (Khayambashi et al., 2016; Leetun et al., 2004) als Prognose für künftige VKB-Verletzungen herangezogen werden können. Insgesamt ist die neuromuskuläre Kontrolle von Hüfte und Knie während dynamischen Bewegungen wichtig für die Verletzungsprävention des Kniegelenks. Gleichzeitig stellt diese auch einen Prädiktor für eine zweite VKB-Ruptur dar (Paterno et al., 2010).

Oberkörper. Wie zuvor beschrieben, beeinflusst die Oberkörperpositionierung die Ausrichtung der unteren Extremitäten, da eine mechanische Kopplung besteht. Willson et al. (2005) postulieren einen klaren Zusammenhang zwischen der Aktivität der Rumpfmuskulatur und Bewegungen der unteren Extremitäten. Eine Wechselwirkung besteht zwischen Oberkörperstabilität mit der Verletzungsinzidenz. „Current evidence suggests that decreased core stability may predispose to injury“ (Willson et al., 2005, S. 316). Dies kann unter anderem darin begründet werden, dass die Abdominalmuskeln an der anterioren Beckenkipfung beteiligt sind, welche sich auf die Ausrichtung unterer Extremitäten ausschlägt. „Trunk muscle activity occurring prior to activity of the prime mover of the limb was associated with hip movement in each direction“ (Hodges & Richardson, 1997, S. 132). Auch im Krafttransfer und zur Aufrechterhaltung des dynamischen Gleichgewichts spielen die Abdominalmuskeln eine zentrale Rolle. Eine Untersuchung zur Beziehung zwischen der Muskelvoraktivität, lateralen Oberkörperauslenkung und maximalem Knieabduktionsmoment wurde an 46 Probanden bei der Ausübung von Richtungswechseln (45°) durchgeführt (Jamison et al., 2013). Gemessen wurde die beidseitige Voraktivität der inneren und äußeren schrägen Bauchmuskeln als auch der L5 Extensoren (Rückenmuskulatur). Das Resultat zeigte keine signifikante Korrelation der Voraktivität der Oberkörpermuskulatur mit der lateralen Oberkörperneigung oder dem Knieabduktionsmoment. Es konnte ein signifikanter positiver Zusammenhang zwischen der beidseitigen Ko-Kontraktion der L5 Extensoren und dem Knieabduktionsmoment nachgewiesen werden (Jamison et al., 2013). Dieses Ergebnis unterstützt die Annahme, dass die Wirbelsäule und das Becken vor der Landung stabilisiert und so positioniert werden sollten, dass Kräfte der unteren Extremitäten gut abgefangen werden können.

Die Bauchmuskel-Voraktivität des M. transversus abdominis ist nicht primär für die Stabilisierung der Wirbelsäule verantwortlich (Wirth et al., 2017). Hodges und Richardson (1996)

hatten in ihrer Studie eine verzögerte Antwort des M. transversus abdominis auf Armbewegungen bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen im Vergleich zu Gesunden festgestellt. Darauf folgende Studien zeigten, dass die Bauchmuskeln und der M. multifidus einer Bewegung der Extremitäten vorangeschaltet und somit primär für die Stabilisierung verantwortlich waren (Hodges & Richardson, 1997). Diese Muskelgruppen sind jedoch ebenfalls für den intra-abdominellen Druck verantwortlich, welcher gleichzeitig von der Atmung abhängig ist und somit die Unterschiede in den EMG-Aktivierungen erklären könnte. Vasseljen, Unsgaard-Tondel, Westad und Mork (2012) untersuchten den Beginn der Muskelaktivität als Antwortreaktion auf schnelle Armbewegungen an etwa 100 Patienten mit chronischen nicht spezifischen Rückenschmerzen vor und nach einer Trainingsintervention. Über einen Zeitraum von drei Monaten erhielten die Teilnehmerinnen und Teilnehmer ein Allgemeines Training, ein Training der Oberkörperstabilität mit geringer oder hoher Intensität (Schlingentraining / Slingtraining). Das Resultat zeigte keine oder nur geringe Veränderungen in der Voraktivität. Zudem konnte kein Zusammenhang zwischen der Muskelvoraktivität und veränderter Schmerzwahrnehmung festgestellt werden. Zusammenhänge mit Rückenschmerzen im Bereich der Prävention und Rehabilitation konnten zum Teil nachgewiesen werden, sind jedoch aufgrund der Studienqualität als gering einzuschätzen (B. E. Smith et al., 2014; Stuber et al., 2014). In einer weiteren Studie wurden zwei Techniken zur Oberkörperstabilisierung an acht Probanden und anhand von Simulationen untersucht: Bauch-einziehen (abdominal hollow) und Ko-Kontraktion der gesamten Bauchmuskulatur (Grenier & McGill, 2007). Aus mechanischer Betrachtungsweise war kein Unterschied in der Verwendung dieser zwei Techniken hinsichtlich einer Stabilitätsverbesserung erkennbar. Die Ko-Kontraktion konnte zu einer Steigerung der Stabilität um 32 % beitragen und führte zu verbesserten Muskelkoordinationsmustern. Verbesserte Koordinationsmuster wiederum hängen mit dem Verletzungsrisiko zusammen. „Moderate evidence of alterations in core muscle recruitment and injury risk exists“ (Huxel Bliven & Anderson, 2013, S. 514). Letztlich kann kein direkter bzw. isolierter Rückschluss der Voraktivität, Oberkörperstabilität und Rückenschmerzen gezogen werden.

Der Oberkörper sollte als funktionelle Einheit betrachtet werden aus einem komplexen Zusammenspiel verschiedener Muskeln. Dennoch ist die Oberkörperstabilität nicht allein für Knieverletzungen verantwortlich. „[...] poor core stability in isolation is not a predominant risk factor for athletic injuries“ (Haugen, Haugvad & Røstad, 2016, S. 1). Aus diesem Grund bestehen Trainingsinterventionen häufig aus facettenreichen Übungen. Das Training der Oberkörperstabilität als Bestandteil von neuromuskulären Aufwärmtrainings konnte bereits nachweislich die Häufigkeit von VKB-Verletzungen minimieren (Walden, Atroshi, Magnusson, Wagner & Hagglund, 2012). Solche Trainingsinterventionen lassen oftmals keinen Rückschluss auf die isolierte Wirkung der Oberkörperstabilität zu. Inwiefern die vereinzelte oder gesamte Muskelaktivität des Oberkörpers im Zusammenhang mit Knieverletzungen steht, ist unklar.

Bewegungsaufgaben. Die zumeist untersuchten, verletzungsrelevanten Bewegungsaufgaben unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Bewegungsrichtung in vertikal und lateral, wobei es auch nach anterior gerichtete Sprünge mit Landungen (Howard, Fazio, Mattacola, Uhl & Jacobs, 2011) oder weiterführende, unantizipierte Sprünge (Brown, Palmieri-Smith &

McLean, 2009) sowie vertikale Landungen mit lateralen Richtungswechseln (Colby et al., 2000) gibt. Reaktive Sprünge und Landungen aus Erhöhungen werden uni- oder bilateral, mit oder ohne Armschwung durchgeführt und können auf unterschiedlichen Bodenbeschaffenheiten realisiert werden. Weitere Modifizierungsmöglichkeiten sind die Variation Fallhöhen, Sprungweiten und Winkel bei Richtungswechseln.

Bei einer dieser Bewegungsaufgaben handelt es sich um vertikale reaktive Sprünge, sogenannte Drop Jumps (DJs), welche häufig zur Diagnostik eines Knieverletzungsrisikos herangezogen werden. In der prospektiven Studie von Krosshaug, Steffen, Kristianslund, Nilstad, Mok, Myklebust, Andersen et al. (2016) wurden DJs kritisiert. In der Untersuchung wurden Fußball- und Handballspieler während bilateralen DJs hinsichtlich fünf Merkmalen untersucht: Knieabduktionswinkel, maximales Knieabduktionsmoment, maximale Knieflexionswinkel und Bodenreaktionskräfte sowie die mediale Knieauslenkung⁶. Da lediglich die mediale Knieauslenkung einen Zusammenhang mit später auftretenden VKB-Verletzungen zeigte, kamen die Autoren zu dem Fazit, dass der vertikale DJ nicht als Screeningverfahren geeignet ist. Ein Vergleich von bilateralen DJs mit lateralen Richtungswechseln zeigte 6-fach höhere Knieabduktionsmomente nach initialem Bodenkontakt in den Richtungswechseln (Kristianslund & Krosshaug, 2013). Untersucht wurden jedoch nur beidbeinige DJs aus einer Höhe von 30 cm. McCurdy, Walker, Saxe und Woods (2012) untersuchten an einer Kontroll- und Trainingsgruppe im pre-post Design bilaterale DJs aus 60 cm und unilaterale DJs aus 30 cm Fallhöhe. Dabei erhielt die Trainingsgruppe ein Krafttrainingsprogramm. Bei unilateralen DJs konnten in der Kontroll- und Trainingsgruppe (pre Test) geringere maximale Knieabduktionen (11,7–12,4°) verglichen mit beidbeinigen DJs (13,7–14,1°) erreicht werden. Nach dem Training konnte kein signifikanter Unterschied in der Knieabduktion zwischen den Gruppen gefunden werden. Im Vergleich von bilateralen DJs (31 cm) mit lateralen Bewegungsaufgaben fanden Cowley, Ford, Myer, Kernozek und Hewett (2006) höhere Maximalwerte der Knieabduktion während der Standphase und zum initialen Bodenkontakt während Richtungswechseln (45°). Cortes, Onate und Van Lunen (2011) verglichen DJs (30 cm) mit lateralen Richtungswechseln (45°) sowie Umkehrbewegungen von 180° zu unterschiedlichen Auswertezeitpunkten⁷. Die Hauptunterschiede bestanden in größeren Knieabduktionswinkeln und -momenten in den Umkehrbewegungen verglichen mit den DJs als auch den lateralen Richtungswechseln. Ferner wurden geringere Knieflexionswinkel während Umkehrbewegungen und Richtungswechseln verglichen mit DJs gefunden. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Nagano, Ida, Akai und Fukubayashi (2009) bei der Analyse von unilateralen Landungen (EBS), Landungen mit seitlichem Richtungswechsel (Plant-and-cut) und unilateralen reaktiven Sprungserien⁸. Die verletzungsrelevanten Merkmale waren im Plant-and-cut am höchsten, gefolgt von EBS. Die hohen Momente bei bilateralen Sprungserien wurden als verletzungsrelevant eingestuft (Nagano et al., 2009). Jones, Herrington, Munro und Graham-Smith (2014) untersuchten den Zusammenhang von Landungen nach einem vertikalen Sprung aus 30 cm Erhöhung mit Richtungswechseln von

⁶ Mediale Knieauslenkung definiert als senkrechter Abstand vom Kniegelenkszentrum zur Verbindungslinie zwischen Hüfte und Sprunggelenk.

⁷ erster Bodenkontakt; maximale BRK_v; Maximalwerte ermittelt über der gesamten Stopp-Sprung-Phase

⁸ Sprungserie aus fünf Sprüngen, Hände akimbo (i. d. Hüfte)

90° (cutting) und Umkehrbewegungen von 180° (pivoting). Die Ergebnisse zeigten, dass die maximalen Knieabduktionen, nicht jedoch die maximalen Knieabduktionsmomente, sehr stark zwischen den Bewegungsaufgaben korrelierten, wobei die höchsten Werte während Richtungswechseln erreicht wurden. Für das maximale Knieabduktionsmoment konnte ein signifikanter Unterschied der EBS jeweils zu beiden Richtungswechseln erzielt werden. Die Richtungswechsel erreichten die höchsten Knieabduktionsmomente. Die Korrelation der Bewegungsaufgaben zeigte, dass untersuchte Athletinnen, die in den EBS eine verletzungsanfälligeren mechanische Konstellation aufwiesen, bei verschiedenen Richtungswechseln ähnliche Bedingungen zeigten. Demnach eignen sich Landungsaufgaben als Screeningverfahren von Knieverletzungen. Mögliche Auswirkungen einer Belastungssteigerung (Progression) auf die Bewegungsaufgaben wird im Folgenden erörtert.

Progression. Neben Geschlecht, Alter, Trainingszustand, Sportart und der Bewegungsaufgabe gibt es weitere Einflussfaktoren wie die Progression der Versuchsbedingungen auf die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten sowie auf die dynamische Kniestabilität. Bei der Durchführung von unilateralen Sprüngen und Landungen werden häufig ähnliche Absprunghöhen zwischen 20 (Suzuki, Omori, Uematsu, Nishino & Endo, 2015) und 60 cm (Russell et al., 2006) verwendet. Bei bilateralen DJs liegt die Absprunghöhe häufig bei 30 cm (u. a. Kristianslund & Krosshaug, 2013), kann in seltenen Fällen auch bis zu 75 cm betragen (Newton, Young, Kraemer & Byrne, 2001). Die Distanz, welche für laterale reaktive Sprünge gewählt wird, variiert zwischen 124 % der maximalen Beinlänge gemessen als Boden-Trochanter Major-Abstand (Mornieux, Weltin, Friedman, Pauls, Forsythe & Gollhofer, 2017a), orientiert sich an der maximalen Körpergröße (Inaba, Yoshioka, Iida, Hay & Fukashiro, 2013) oder maximalen Sprungweite (SW_{max}) (Fleischmann, Gehring, Mornieux & Gollhofer, 2011). Weitere Progressionsmöglichkeiten sind veränderte Landebedingungen wie instabile Untergründe, beispielsweise hervorgerufen durch eine bewegliche Plattform, welche gleichzeitig eine Unvorhersehbarkeit der Versuche gewährleisten kann (Mornieux, Gehring, Tokuno, Gollhofer & Taube, 2014b; Mornieux, Weltin, Pauls, Rott & Gollhofer, 2017b) oder weiche Bodenauflagen, z. B. in Form eines Airex Balance Pads (Prieske, Muehlbauer, Krueger, Kibele, Behm & Granacher, 2015; Prieske, Muehlbauer, Mueller, Krueger, Kibele, Behm & Granacher, 2013). Diese Versuchsbedingungen sind interessant, da in vielen praktischen Sportsituationen der Untergrund uneben ist (z. B. Sprünge und Landungen auf Rasen, im Sand oder Landungen auf Matten) und dabei stärkere Auslenkungen zu erwarten sind. Somit könnten Zusammenhänge entdeckt werden, die auf stabilem Untergrund möglicherweise nicht zutage träten.

Der Einfluss einer Belastungssteigerung innerhalb einer Bewegungsaufgabe in Form variabler Fallhöhen oder Sprungweiten wurde bereits untersucht (Fleischmann et al., 2011; Havens & Sigward, 2015; Imwalle, Myer, Ford & Hewett, 2009; Inaba et al., 2013; Lewis et al., 2015; Newton et al., 2001). Beispielsweise führten Lewis et al. (2015) einen Vergleich einbeinig durchgeführter Kniebeugen mit Landungen (EBS) zum Zeitpunkt der maximalen Knieflexion als auch bei einer 60°-Knieflexion in der Oberkörper-, Hüft- und Knieauslenkung aus zwei Erhöhungen (16, 24 cm) durch. Die Kniebeuge erreichte zu beiden Auswertezeitpunkten höhere Knieabduktionen als die EBS. Höhenunterschiede ergaben sich beim Aus-

wertezeitpunkt der 60°-Knieflexion für die Rumpfflexion. Zum Zeitpunkt maximaler Knieflexion zeigte sich ein Effekt der Absprunghöhen, mit Ausnahme der Knieabduktion, in Knie-, Hüft-, Becken- und Oberkörperpositionierung (Lewis et al., 2015). Aufgrund moderater bis ausgezeichneter Korrelationen ($r = 0,51-0,98$) in den Knie- und Hüftauslenkungen können beide Bewegungsaufgaben zur Vorhersage verwendet werden. Da jedoch für das Becken und den Rumpf weniger konsistente Korrelationen ($r = 0,21-0,96$) gefunden wurden, eignen sich unilaterale Kniebeuge und Landungen nur bedingt für deren Vorhersage. Die aktive Positionierung der unteren Extremitäten (Mornieux et al., 2014b) sowie des Oberkörpers (Weltin et al., 2014) zeigten Unterschiede während seitlichen Sprüngen auf eine bewegliche Landeplattform unter vorhersehbaren und unvorhersehbaren Landebedingungen. Dabei konnte die bewegliche Landeplattform nach links wegrutschen, stehenbleiben oder entgegenkommen. Unabhängig von der Landebedingung erhöhte sich die Hüftabduktion in der unvorhersehbaren Bedingung, während es beim Wegrutschen zu einer reduzierten Hüft- und Knieflexion sowie während stabiler Landebedingung zu höheren Knieabduktionswinkeln kam (Mornieux et al., 2014b). Weltin et al. (2014) stellten darüber hinaus fest, dass die Landebedingung die Beckenkipfung in Frontalebene und die Gesamtkinematik in der Rotation beeinflusste. Geschlechtsunterschiede konnten in der biomechanischen Auslenkung festgestellt werden, wobei Frauen erhöhte Oberkörperrotationen entgegengesetzt der neuen Bewegungsrichtung, Hüftaußenrotationen als auch erhöhte Knieabduktionen aufwiesen. Als weitere Untergrundbedingungen werden Balancebretter und weiche instabile Unterlagen, wie das Airex Balance Pad, eingesetzt.

Im Zusammenhang mit VKB-Verletzungen wurde die Airexmatte als Übungsbestandteil eines neuromuskulär ausgerichteten Trainings eingesetzt (Hewett et al., 2017), welches die Oberkörperkontrolle und Hüftkraft stärken sollte, jedoch keine ausschlaggebenden Veränderungen in den Kniemomenten bewirken konnte. Da instabile Unterlagen häufig im Zusammenhang mit Trainingsinterventionen und der Leistungsfähigkeit untersucht werden, wird die Forschungslage im folgenden Kapitel (*Kap. 2.3*) dargestellt.

Zusammenfassung

Verletzungen des Kniegelenks und insbesondere des vorderen Kreuzbandes (VKB) betreffen zunehmend junge Erwachsene im Alter von 15 bis 25 Jahren, wobei Frauen einem bis zu 7-fach höherem Verletzungsrisiko unterliegen. Ursache für 70 % dieser Verletzungen sind Sportunfälle ohne Gegnerkontakt, bei denen reaktive dynamische Bewegungen wie Sprünge, Richtungswechsel und Drehbewegungen gefordert sind. Dabei ereignet sich der Verletzungsmechanismus innerhalb der ersten 17 bis 50 ms nach Bodenkontakt.

Die Risikofaktoren für Verletzungen des VKBs können in extrinsische (z. B. Schuh-Boden-Interaktion) und intrinsische unterteilt werden. Mitunter zählen hierzu die (1) Banddominanz, welche von hohen Knieabduktionswinkeln und -momenten ausgeht, die (2) Oberkörperdominanz, welche Defizite in der neuromuskulären Oberkörperkontrolle als auch biomechanische Merkmale wie die laterale Oberkörperneigung als Risikofaktoren ansehen. Weiterhin wurden die (3) Quadrizepsdominanz mit Dysbalancen zwischen der vorderen und hinteren

Oberschenkelmuskulatur mit einer deutlich stärkeren Quadrizepsaktivität identifiziert. Zudem die (4) Beindominanz, die von Beinasymmetrien ausgeht, die (5) muskuläre Voraktivität, welche Unterschiede in feed-forward Mechanismen identifiziert und letztlich das (6) dynamische Gleichgewicht, wie die Körperschwerpunktverlagerung, welche von weiteren Faktoren (u. a. Oberkörper- und Hüftkontrolle) abhängt. In Videoanalysen konnte der Verletzungsmechanismus charakterisiert werden als eine Hyperextension des Beins mit Tibiaaußenrotation und X-Beinstellung. Aufgrund weiterer Studien können die Hüftadduktion und -innenrotation zu den Verletzungsfaktoren gezählt werden. Für den Verletzungsmechanismus ist die Betrachtung der Sagittal- und Frontalebene entscheidend. Insgesamt zeigt sich, dass Faktoren der Oberkörperstabilität, z. B. eine geringe Flexion und laterale Oberkörperneigung, entscheidende Prädiktoren für Knie- und Bänderverletzungen bei Frauen darstellen. Eine geringe Oberkörperflexion resultiert in größeren internen Knieextensionsmomenten, während die laterale Oberkörperneigung biomechanisch und neuromuskulär zunächst zur Stabilisierung beitragen kann. Andererseits jedoch aufgrund der Oberkörperpositionierung entgegengesetzt der eigentlichen Bewegungsrichtung über dem Standbein (biomechanischer Faktor) sowie aufgrund neuromuskulärer Defizite, beispielsweise nach Perturbationen, zu höheren Knieabduktionswinkeln und -abduktionsmomenten führen kann. Diese wiederum sind Prädiktoren für spätere VKB-Verletzungen. Es besteht eine Wechselwirkung zwischen der lateralen Oberkörperneigung und dem Hüftabduktionsmoment sowie weiterhin zwischen dem Hüftabduktionsmoment mit dem Knieabduktionsmoment.

Die Hüfte bzw. Kontrolle des Lendenwirbel-Hüft-Komplexes kann zur Oberkörperstabilität hinzugezählt werden und leistet ebenfalls einen entscheidenden Beitrag im Verletzungsmechanismus. Die Hüftpositionierung bzw. anteriore Beckenkipfung geht mit einer Innenrotation einher, was die ischiocrurale Muskulatur verlängert und schwächt. Folglich führt dies dazu, dass der Tibiaverschiebung nach anterior, welche durch den Quadrizeps verursacht wird, geringe Kräfte nach posterior entgegenwirken können. Dabei spielt die Muskelaktivität der Hamstrings zusammen mit der gleichzeitigen Aktivierung des Quadrizeps einen wichtigen Beitrag in der Kniestabilisierung. Auch das mögliche Kraftpotential der Hamstrings geht mit VKB-Belastungen einher. Eine frühe Voraktivität des M. gluteus medius ist wichtig, um eine adäquate Hüftpositionierung herbeizuführen und um BRK abfangen zu können. Schwache Hüftabduktoren können das Bewegungsmuster dahingehend verändern, dass sich die laterale Oberkörperneigung zum Standbein hin verstärkt. Die Studienlage zur Muskelaktivität des Oberkörpers zeigt unterschiedliche Ergebnisse hinsichtlich einer Voraktivität und Oberkörperstabilität sowie zur Ko-Kontraktion der Oberkörpermuskulatur. Insgesamt weist die Studienlage darauf hin, dass eine adäquate Muskelaktivität notwendig ist, um die Wirbelsäule und das Becken vor und während reaktiven Bewegungen hinreichend zu stabilisieren und vor Verletzungen zu schützen. Allerdings ist weiterhin der Effekt der Ko-Kontraktion zwischen ventraler und dorsaler Seite des Oberkörpers für weitere Studien von Interesse. Einerseits könnte dies mit einer Stabilisierung des Oberkörpers und einer verbesserten Oberkörperauslenkung (z. B. geringe laterale Oberkörperneigung), andererseits auch mit optimierten Hüft- und Kniegelenksausrichtungen (z. B. geringe Knieabduktion) einhergehen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass weite Forschung zum Verletzungsmechanismus und der Rolle der Hüftabduktions- und Hüftaußenrotationskraft als auch der Muskelaktivität

des Oberkörpers vonnöten ist. Dabei sollte der Zusammenhang der Oberkörperstabilität auf die dynamische Kniegelenksstabilität unter Berücksichtigung dieser und weiterer biomechanischer und neuromuskulärer Faktoren beleuchtet werden. Ferner wird durch die Forschungslage deutlich, dass unterschiedliche Bewegungsaufgaben in Untersuchungen einzubeziehen sind sowie innerhalb dieser die Belastungsgestaltung variiert werden sollte. Unterschiedliche Sprunghöhen und -weiten sollten unter Einsatz von instabilen Untergründen bei verletzungsrelevanten Bewegungen eingesetzt werden.

2.3 Leistungsfähigkeit

„‘Core stability’ is defined as the ability to control the position and motion of the trunk over the pelvis to allow optimum production, transfer and control of force and motion to the terminal segment in integrated athletic activities” (Kibler et al., 2006, S. 189). Die Oberkörperstabilität stellt in athletischen Aufgaben ein Kernelement dar. Es gibt viele Untersuchungen zum Einfluss der Oberkörperstabilität und von Trainingsinterventionen, welche die Wirkung auf den Verletzungsmechanismus oder sportspezifischen Leistungsparametern analysierten. „Theoretically, core strength and stability training will lead to greater maximal power and thus more efficient use of the muscles” (Tse et al., 2005, S. 547). „The inability to transfer forces generated at the core to the extremities can result in decreased efficiency or injury.” (Bliss & Teeple, 2005, S. 180). Dem aktuellen Forschungsstand ist zu entnehmen, dass die Oberkörperkontrolle im Zusammenhang zur Leistungsfähigkeit bei Sprüngen und Landungen steht. Diese sind jedoch nicht eindeutig geklärt, da die Ergebnisse, abhängig von Definition und Erfassung der Oberkörperstabilität in den Studien, variieren. Im Folgenden werden Möglichkeiten dargestellt, wie die Kraftfähigkeit des Oberkörpers (a) erfasst, (b) die Oberkörperstabilität trainiert und (c) im Zusammenhang zur Leistungsfähigkeit, insbesondere der Sprungleistung, steht.

Messung von Kraftfähigkeiten des Oberkörpers. Die Kraftfähigkeit des Oberkörpers kann isometrisch, isokinetisch oder isoinertial⁹ getestet werden (Willson et al., 2005). Vor allem dynamische und sportspezifische Tests unter Berücksichtigung mehrerer Bewegungsrichtungen sollten bei Athletinnen und Athleten Anwendung finden (Kibler et al., 2006). Aus den Messmethoden resultieren wiederum unterschiedliche Vergleichsparameter. Beispielsweise können aus isometrischen und isokinetischen Messungen Maximalkräfte (F_{\max}) oder Explosivkräfte ($\Delta F/\Delta t$) hervorgehen, bei Haltetests kommt es zur Zeiterfassung (s). Häufig werden die motorischen Fähigkeiten Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer abgedeckt. Eine weitere Möglichkeit ist der Einbezug der Muskelaktivität, sodass die maximale willkürliche Kontraktion (maximum voluntary contraction = MVC), Aktivierungsmuster oder zeitgleiche Ko-Kontraktionen erfasst werden können. Für die dynamische Anwendung kommt es ferner zum Einsatz von Bewegungsanalysesystemen (Kap. 2.1).

⁹ Isoinertial bezeichnet eine konstante Trägheit, welche über den gesamten Bewegungsbereich aufrechterhalten werden soll und findet sich bei manchen Trainingsmethoden wieder.

Der Isokinet bietet gerätespezifisch, unterschiedliche Ausführungsmöglichkeiten zur Kraftbestimmung, z. B. im Maximum mehrerer Versuche (Wiederholungsmaximum) oder des Einer-Wiederholungsmaximums (one repetition maximum = 1 RM). Neben der Maximalkraftmessung mittels Kraftmessplatte oder Dynamometer werden besonders häufig Haltetest aufgrund der einfachen Handhabung herangezogen. Hierbei wird zumeist eine genau definierte Position eingenommen, die es möglichst lange zu halten gilt. Diese Methode ist jedoch im Vergleich zur biomechanischen Messung weniger objektiv, da das Abbruchkriterium von der Versuchsleiterin bzw. vom Versuchsleiter bestimmt wird, was wiederum Expertise benötigt. Insgesamt erlaubt diese Methode jedoch schnelle Resultate durch eine zeiteffiziente Ausführung. Die bekanntesten Haltetests für die Kraftausdauer sind die des Rückenstreckers in der Schwebelage oder im geraden Unterarmstütz, sowie der lateralen Bauchmuskulatur im seitlichen Unterarmstütz (Biering-Sørensen, 1984; Leetun et al., 2004; McGill, Childs & Liebenson, 1999). Die Kraftfähigkeit der Bauchmuskulatur als Teil der ventralen Oberkörperstabilisation kann mit angewinkelten Beinen in schräger Sitzposition, zunächst angelehnt, anschließend ohne Lehne, erfasst werden (McGill et al., 1999). Im präventiven und leistungsoptimierenden Bereich werden Bewegungsanalysesysteme verwendet, welche die Oberkörperauslenkung, u. a. die laterale Oberkörperneigung, als biomechanischen Parameter bei dynamischen verletzungsrelevanten Bewegungen (vgl. Kap. 2.2; Abb. 20) heranzieht (Mornieux et al., 2014a). Doch auch die Propriozeption bzw. neuromuskuläre Oberkörperkontrolle findet als Untersuchungskriterium Anwendung (Zazulak et al., 2007a, 2007b). Darunter versteht man den Gelenkstellungssinn und die Fähigkeit des Oberkörpers nach einer Perturbation in seine Ausgangslage zurückzukehren. Als letzte Messmethode der Oberkörperstabilität soll die Elektromyographie vorgestellt werden. Die Ko-Kontraktion wurde bereits im Zuge der Beinstabilität zwischen dem M. rectus femoris und M. biceps femoris (Quadrizeps-Hamstrings-Ratio) untersucht. Eine Quadrizepsdominanz bzw. schwache Hamstrings oder Muskelaktivitäten stehen in Verbindung mit Kreuzbandverletzungen (Bencke et al., 2018; Hewett et al., 2005a; Hewett, Zazulak, Myer & Ford, 2005b; Lloyd & Buchanan, 2001). Da die Ko-Kontraktion zwischen der ventralen und dorsalen Oberkörperseite mit einer erhöhten Stabilität einhergehen könnte, wäre es von Interesse die Muskelaktivität des Oberkörpers zu erfassen und hinsichtlich der dynamischen Kniestabilität zu analysieren. Dazu gibt es nach aktuellem Kenntnisstand keine Studien. Lediglich die Ko-Kontraktion der L5 Extensoren wurde im Zusammenhang mit der lateralen Oberkörperauslenkung und dem Knieabduktionsmoment erfasst (Jamison et al., 2013).

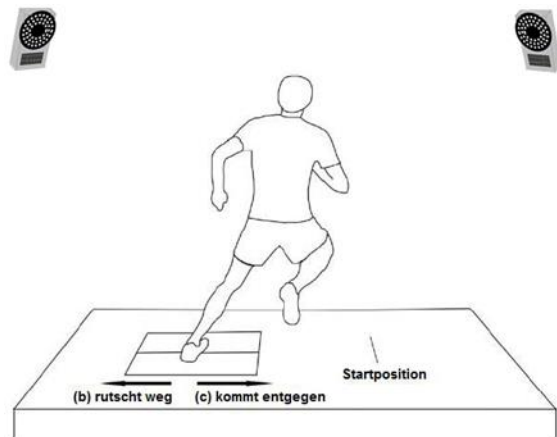


Abb. 20. Einsatz von Bewegungsanalysesystemen bei lateralen reaktiven Sprüngen (mod. nach Pauls, 2014, S. 35)

Training Oberkörperstabilität. Die meisten Trainingsinterventionen bestehen aus neuromuskulären Elementen, Gleichgewichtsübungen sowie Anteilen zur Steigerung der Kraftausdauer, Schnell- oder Maximalkraft, worunter auch plyometrische Übungen fallen (Hewett

et al., 2017; Hoshikawa, Iida, Muramatsu, Ii, Nakajima, Chumank & Kanehisa, 2013; Jamison, McNeilan, Young, Givens, Best & Chaudhari, 2012a; Myer, Ford, Brent & Hewett, 2006; Myer, Ford, Palumbo & Hewett, 2005; Whyte, Richter, O'Connor & Moran, 2018). Da die Hüfte das Bindeglied zwischen Ober- und Unterkörper darstellt und eine besondere Rolle bei der kinetischen Verkettung einnimmt, steht die Kräftigung der Hüftmuskulatur ebenfalls im Fokus von Trainingsinterventionen. „[S]trengthening of the hip muscles [can] improve frontal plane lower limb and trunk kinematics during functional tasks“ (Baldon, Piva, Scattone Silva & Serrão, 2015, S. 1485). Für das funktionelle Training der Oberkörperstabilität werden Übungen wie die Brücke, der Seitstütz und Unterarmstütz verwendet (Huxel Bliven & Anderson, 2013). Dynamische Übungen werden mit Medizinbällen, an Seilzugsystemen bzw. mit Widerstand durchgeführt (Mornieux, Weltin, Friedman, Pauls, Forsythe & Gollhofer, 2019). Oft eingesetzte Hilfsmittel sind weiche Bodenunterlagen wie Balancepads und Wackelbretter (Prieske et al., 2013) oder die Perturbation des Untergrundes (Weltin, Gollhofer & Mornieux, 2017).

Trainingseffekte / Oberkörperstabilität und Leistungsfähigkeit. Im Folgenden sollen Zusammenhänge und Effekte von Trainingsinterventionen der Oberkörperstabilität mit Leistungsparametern dargestellt werden. Aufgrund der Relevanz zur vorliegenden Arbeit wird insbesondere auf die Beinkraft bzw. Sprungleistung Bezug genommen. Aus den vorgestellten Messmethoden geht hervor, dass Haltetests eine beliebte Wahl sind, um die Kraftausdauer der Rumpfmuskulatur zu erfassen. Tse et al. (2005) und Nesser, Huxel, Tincher und Okada (2008) untersuchten den Effekt einer Trainingsintervention und den Zusammenhang der Oberkörperstabilität mit Kraft- und Leistungsvariablen^{10,11} bei Ruderathleten und Football-Spielern. Die Oberkörperstabilität wurde nach den Protokollen von Biering-Sørensen (1984) und McGill et al. (1999) untersucht, welche Haltetests zur Erfassung der Oberkörperkraftausdauer (Beuger, Strecker, seitliche Muskulatur) beinhalteten. Die Ergebnisse implizierten keinen Effekt der 8-wöchigen Trainingsintervention auf funktionelle Leistungsvariablen (Tse et al., 2005) bzw. einen moderaten Zusammenhang der Oberkörperstabilität mit den untersuchten Kraft- und Leistungsvariablen (Nesser & Huxel-Bliven, 2008). Eine positive Wechselwirkung bestand zur vertikalen Sprungleistung, welche anhand eines Counter Movement Jumps (CMJ) erfasst wurde. Imai und Kaneoka (2016) untersuchten die Korrelation der Haltezeit von geraden und seitlichen Unterarmstütz mit sieben Leistungstests¹². Die Resultate zeigten eine positive Korrelation mit dem Yo-Yo intermittent recovery Test, dem Cooper Test und dem step 50 Agilitätstest. Es bestand keine Korrelation zur Sprungleistung. Imai, Kaneoka, Okubo und Shiraki (2016) untersuchten den direkten Einfluss unterschiedlicher Oberkörperübungen auf die Sprungleistung (CMJ, Rebound jump = RJ). Unterschieden wurde in Stabilisierungsübungen (elbow-toe, hand-knee, back bridge), konventionellen Oberkörperübungen (sit-up, sit-up mit Rotation, back extension) und einer Kontroll-

¹⁰ Tse et al. (2005): vertical jump, broad jump, shuttle run, 40-m sprint, overhead medicine ball throw, 2,000-m maximal rowing ergometer test

¹¹ Nesser et al. (2008): 1 RM bench press, squat, power clean, Countermovement jump (CMJ), 20- / 40-yard sprints, 10-yard shuttle run, back extension, trunk flexion, left / right bridge)

¹² Yo-Yo intermittent recovery Test, Cooper Test, step 50 agility Test, 30-m Sprint, CMJ, standing five-step jump, Rebound Jump (RJ)

gruppe. Verglichen wurde die Sprungleistung vor und nach der Ausführung der Oberkörperübungen, wobei sich lediglich der RJ-Index nach den Stabilisierungsübungen signifikant verbesserte. Den Autoren nach zu urteilen, befürwortet dies ein Aufwärmtraining mit Stabilisierungsübungen, um explosive Bewegungen besser durchführen zu können. Ambegaonkar, Mettinger, Caswell, Burt und Cortes (2014) analysierten die Leistung im Star Excursion Balance Test, welcher mit der Verletzungsinzidenz unterer Extremitäten in Verbindung gebracht wird, abhängig von der Rumpfausdauer und Hüftkraft. Lediglich die Hüftkraft korrelierte mit der Leistung im Test. Eine neuromuskuläre Trainingsintervention, welche Stabilisierungs- und Kräftigungsübungen des Oberkörpers in Kombination mit Sprung- und Gleichgewichtsübungen, Kraft- und Schnelligkeitstraining beinhaltete, konnte die Sprungleistung bei einem nach vorne gerichteten einbeinigen sowie einem vertikalen Sprung verbessern (Myer et al., 2005). Neben der erfolgreichen Steigerung der Leistungsfähigkeit konnten zudem Abduktions- und Adduktionsmomente verringert werden. Bei einem neuromuskulären Oberkörpertraining konnte die Hüftkraft gesteigert werden, die im Zusammenhang mit Kniemomenten stand (Myer, Brent, Ford & Hewett, 2008). Die Wirksamkeit eines 7-wöchigen Trainings des dynamischen Gleichgewichts und eines plyometrischen Trainings auf die Sprungleistung wurde von Myer et al. (2006) belegt. Gleichgewichtsübungen mit einem Swiss Ball und Training mit dem eigenen Körpergewicht als Trainingswiderstand führten zu einer Kraftsteigerung im Oberkörper (Extension, Flexion) (Cuğ, Ak, Özdemir, Korkusuz & Behm, 2012). Stanton, Reaburn und Humphries (2004) hingegen zeigten, dass ein Training mit dem Swiss Ball zwar die Oberkörperstabilität trainierte, sich jedoch nicht in einer verbesserten Leistungsfähigkeit anderer Parameter niederschlug. Die Autoren sprechen sich für ein sportspezifisches Training aus.

Im Rahmen eines funktionellen Feldtests wurde untersucht, inwiefern Kräfte zwischen Ober- und Unterkörper übertragen werden können und welche Rolle die Oberkörperstabilität hinsichtlich der Leistung einnimmt (Shinkle, Nesser, Demchak & McMannus, 2012). Die Ergebnisse zeigten, dass die Oberkörperstabilität einen signifikanten Einfluss auf die Fähigkeit eines Athleten hatte, Kräfte zu erzeugen und auf die Extremitäten zu übertragen. Dennoch kam die Untersuchung von 24 Studien im Zuge eines systematischen Reviews zu dem Fazit, dass die Effekte eines Oberkörperstabilitätstrainings nur unzureichend sind. Hauptsächlich wurde dies auf die Schwierigkeit, Rückschlüsse auf die isolierte Wirkung eines Oberkörperstabilitätstrainings zu ziehen, zurückgeführt (Reed, Ford, Myer & Hewett, 2012). Ergänzend dazu zeigten drei Reviews, dass kein Zusammenhang oder geringe Effektstärken zwischen der Oberkörperstabilität (Borghuis et al., 2008) und Muskelkraft des Oberkörpers (Prieske et al., 2016; Wirth et al., 2017) mit der sportlichen Leistungsfähigkeit bestehen. Insbesondere für die Sprungleistung scheint ein Krafttraining des Oberkörpers unwesentlich (Prieske et al., 2015).

Progression. Die Progression der Versuchsaufgaben und -bedingungen kann sich ebenfalls in einer veränderten Leistung niederschlagen. Beispielsweise zeigten bilateral und unilateral durchgeführte DJs unterschiedliche Sprunghöhen und Bodenkontaktzeiten. Bei einem bilateralen DJ aus 40 cm Fallhöhe erreichten Frauen eine Sprunghöhe von $24,4 \pm 3,7$ cm und Männer $27 \pm 4,0$ cm mit ähnlichen Bodenkontaktzeiten (w $0,19 \pm 0,05$; m $0,19 \pm 0,04$ s) (Prieske et al., 2013). Wang und Peng (2014) konnten für bilaterale DJs aus

20 und 40 cm Fallhöhe eine Sprunghöhe von $31,8 \pm 6,1$ cm und $33,3 \pm 5,5$ cm mit Bodenkontaktzeiten von $0,36 \pm 0,05$ (20 cm) und $0,52 \pm 0,08$ (40 cm) feststellen. Weiterhin untersuchte die Arbeitsgruppe unilaterale DJs aus unterschiedlichen Fallhöhen (20, 30, 40, 50 cm), wobei die Sprunghöhen und Bodenkontaktzeiten in entsprechender Reihenfolge $17,0 \pm 4,7$ cm ($0,36 \pm 0,06$ s), $17,8 \pm 4,1$ cm ($0,35 \pm 0,05$ s), $16,5 \pm 3,1$ cm ($0,35 \pm 0,06$ s) und $16,1 \pm 3,1$ cm ($0,36 \pm 0,04$ s) betrugen. Viele Untersuchungen zu vertikalen Sprüngen, beispielsweise beim Vergleich unilateraler DJs und Landungen, berichten keine Leistungsparameter (vgl. Munro, Herrington & Comfort, 2012). Newton et al. (2001) untersuchten zwei Techniken des bilateralen DJs mit Variation der Fallhöhe. Zum einen sollten die Testpersonen auf maximale Höhe springen und zum anderen auf maximale Höhe mit minimalem Bodenkontakt. Die Testpersonen führten DJs aus verschiedenen Fallhöhen (30, 45, 60, 75 cm) aus. Die maximale Kraftproduktionsrate (maximum rate of force developed) stieg mit Höhe der Falldistanz an. Zudem erreichte der reaktive DJ mit minimalem Bodenkontakt größere Kraftproduktionsraten als der DJ mit dem Ziel auf maximale Höhe zu springen. Weitere Parameter der Leistung wurden nicht berichtet. In der Studie von Inaba et al. (2013) führten die Testpersonen neun SJs aus verschiedenen Entfernungen aus, angepasst an 20 bis 100 % ihre Körpergröße. Inaba et al. (2013) fanden heraus, dass vor allem die Extension und Extensionsdrehmomente an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk zur wesentlichen Veränderung (Vortrieb) in der Durchführung lateraler Sprünge beitrugen. Das Drehmoment in der Hüftabduktion hingegen beschleunigte den Massenschwerpunkt lateral in der frühen Bewegungsphase und hielt den Rumpf aufrecht.

Zur Progression der Versuchsbedingungen gehört auch die Variation der Untergrundbedingung, die sportpraktischen Situationen abbildet und die Leistung beeinflusst. Dazu untersuchten Prieske et al. (2013) als instabilen Untergrund die Airexmatte und deren Einfluss auf die neuromuskuläre Leistung. Es zeigte sich, dass die Leistung, gemessen an der Sprunghöhe bei bilateralen DJs aus 40 cm Fallhöhe, unter Einfluss instabiler Untergründe sank (w Differenz -2,5 cm; m Differenz -2,3 cm). Da die Muskelaktivität des Oberkörpers, welche ebenfalls erfasst wurde, keine Unterschiede zwischen den Landebedingungen – weder für DJs noch für unilaterale Landungen – zeigte, können keine Rückschlüsse der verminderten Leistung darauf zurückgeführt werden. Howard, Granacher und Behm (2015) konnten durch die Ermüdung des Rückenstreckers eine Reduzierung der Sprunghöhe und der Muskelaktivität beim CMJ nachweisen. Die Abnahme der Sprunghöhe war vergleichbar unter stabilen und instabilen Bedingungen. Auch im Krafttraining (Bankdrücken) spiegelte sich der Einsatz einer instabilen Unterlage in einer Leistungsminderung bei gleichbleibenden Muskelaktivitäten im Oberkörper wider (Anderson & Behm, 2004). Bei der Durchführung zweier Trainingsinterventionen des Oberkörpers auf stabilem und instabilem Untergrund zeigten die untersuchten Leistungsparameter¹³ Verbesserungen (Granacher, Schellbach, Klein, Prieske, Baeyens & Muehlbauer, 2014). Ein auf instabilem Untergrund durchgeführ-

¹³ Y balance test, emery balance test, stand-and-reach test, 20-m sprint test, jumping sideways test, standing long jump test; primary outcome measures: Bourban TMS test

tes plyometrisches Training führte zu Verbesserungen von Sprung- und Schnelligkeitsleistungen (Büsch, Pabst, Mühlbauer, Ehrhardt & Granacher, 2015). Das Training auf instabilem Untergrund zeigte im Vergleich zu stabilem Untergrund nur geringe zusätzliche Effekte.

Zusammenfassung

Aus dem Forschungsstand zur Verletzungsprävention hat sich die Oberkörperstabilität als ein entscheidender Faktor in der dynamischen Kniestabilität herauskristallisiert. Da der Oberkörperstabilität nachgesagt wird, u. a. den Energietransfer zwischen Ober- und Unterkörper zu gewährleisten, auf die biomechanische Gelenkkonstellation und adäquate neuromuskuläre Aktivität Einfluss zu nehmen, liegt die Annahme nahe, dass eine erhöhte Stabilität des Oberkörpers und des Lendenwirbelsäulen-Becken-Hüft-Komplexes (LPHC) mit einer Steigerung der Leistung einhergehen kann. Die Erfassung der Oberkörperstabilität kann isometrisch, isokinetisch, isoinertial mittels Kraftmessplatten, Dynamometern, Haltetests und 3D-Bewegungsanalysesystemen erfolgen. Weiterhin ist es möglich, die Muskelaktivität aufzuzeichnen, um maximale willkürliche Kontraktionen, Aktivierungsmuster oder Ko-Kontraktionen zu erfassen. Von Interesse ist insbesondere die laterale Oberkörperauslenkung, aber auch die Propriozeption kann bedeutsam sein.

Trainingsinterventionen zielen folglich auf multifaktorielle Elemente wie Gleichgewichtsübungen sowie Anteile zur Steigerung der Kraftausdauer, Schnell- oder Maximalkraft des Oberkörpers. Darunter fallen auch das Sprungtraining bzw. plyometrische Übungen. Weiterhin beinhalten einige Trainingsinterventionen die Kräftigung der Hüftmuskulatur als Teil des Oberkörpers (LPHC). Die Ergebnisse hinsichtlich unterschiedlicher Kraft- und Leistungsvariablen fallen uneinheitlich aus. Beispielsweise konnte der Zusammenhang zwischen der durch Haltetests erfassten Muskelausdauer und untersuchte Kraft- und Leistungsvariablen nicht eindeutig geklärt werden. Positive Korrelationen zwischen der Oberkörperstabilität konnten für einige Ausdauertests und einem Agilitätstest nachgewiesen werden. Für die Sprungleistung zeigten die Ergebnisse teils keine oder positive Korrelationen. Bei der Untersuchung des unmittelbaren, akuten Einflusses von Oberkörperübungen auf die Sprungleistung, konnte lediglich der Rebound Jump (RJ-) Index verbessert werden. Die Hüftkraft, nicht jedoch die Rumpfausdauer, konnte im Zusammenhang mit dem Star Excursion Balance Test gebracht werden. Die Leistung in diesem Test ist assoziiert mit der Verletzungsinzidenz unterer Extremitäten. Einige neuromuskuläre Trainingsinterventionen, welche auf multifaktorielle Variablen zielen, konnten die Leistungsfähigkeit erfolgreich steigern, die Hüftkraft erhöhen und darüber hinaus Abduktions- und Adduktionsmomente im Kniegelenk verringern. Ein Training des dynamischen Gleichgewichts sowie ein plyometrisches Training konnten gleichermaßen die Sprungleistung positiv beeinflussen. Demgegenüber steht das Ergebnis eines Gleichgewichtstrainings, welches zwar zu einer verbesserten Oberkörperstabilität, nicht jedoch zu Veränderungen der biomechanischen Gelenkkonstellationen führte. Zusammenfassend weist die Oberkörperstabilität nur geringe Effektstärken mit der Leistungsfähigkeit auf und ist hinsichtlich der Sprungleistung nicht eindeutig geklärt. Zudem ist die Rolle der Muskelaktivität ungeklärt. Dies wurde bei DJs und EBS unter verschiedenen Untergrundbedingungen (stabil / instabil) untersucht. Es können keine Rückschlüsse der verminderten Leistung bei der Durchführung auf instabilen Untergrund auf die

Muskelaktivität geschlossen werden, da diese unabhängig der Landebedingung konstant blieb. Die Ermüdung der Rückenstreckermuskulatur hingegen konnte nachweislich mit einer reduzierten Sprunghöhe in Verbindung gebracht werden. Bislang noch nicht im Zusammenhang mit der Leistung und Verletzungsprävention untersucht wurde die Ko-Kontraktion der Oberkörpermuskulatur (M. erector spinae und M. rectus abdominis). Eine gleichzeitige Kontraktion der ventralen und dorsalen Oberkörperseite könnte mit einer Stabilität in der Oberkörperauslenkung einhergehen und somit zur Verletzungsprävention und erhöhten Leistungsfähigkeit beitragen.

3 Fragestellung

Auf Grundlage des dargelegten Forschungsstandes ist zu erkennen, dass es eine Vielzahl an Bewegungsanalysen vertikaler und lateraler Sprung- und Landungsaufgaben gibt. Oft lassen sich die einzelnen Studien aufgrund unterschiedlicher Messverfahren und Studiendesigns nicht miteinander vergleichen. Aus den verschiedenen Freiheitsgraden belastungsrelevanter Bewegungsanforderungen werden oft nur ausgewählte Bewegungsaufgaben (z. B. nur bi- oder unilateral, nur Sprung, Landung oder Richtungswechsel, nur vertikal oder lateral usw.) untersucht. Dies geschieht meist ohne systematische Variation verschiedener Fallhöhen bzw. Sprungweiten. Beispielsweise verglichen Jones et al. (2014) unilaterale Landungen mit Richtungswechseln und Umkehrbewegungen, wobei ähnliche Kniemomente festgestellt werden konnten. Dies stellt unter anderem die Notwendigkeit großer Testbatterien zum Herausstellen von Indikatoren der Verletzungsgefahr und Beinachsen-Fehlstellungen in Frage. Obwohl übereinstimmend das komplexe, multifaktorielle Geschehen der dynamischen Gelenkstabilität hervorgehoben wird, beschränken sich viele Studien auf ausgewählte Körpersegmente und Gelenke (z. B. nur untere Extremität) sowie einzelne Prädiktoren (z. B. nur Kraft, nur Kinematik, nur neuromuskuläre Aktivität usw.) (u. a. Boden et al., 2009; McLean, Lipfert & Van Den Bogert, 2004). Zudem kommen mitunter Erhebungsmethoden mit eingeschränkter Aussagekraft (z. B. lediglich 2D-Bewegungsanalyse, je ausgewählte Verfahren aus Kinematik, Kinetik, EMG) zur Anwendung (Kagaya et al., 2015). Demgegenüber steht der Einsatz multifaktorieller Methoden aus der Kinematik und Dynamik mit 3D-Bewegungsanalysesystemen. Ferner werden zu Analysezwecken oft mehrfache bivariate Analysen für verschiedene Prädiktoren anstelle multivariater Analysen durchgeführt, die dem angenommenen interaktiven Geschehen der verschiedenen Einflussgrößen nicht gerecht werden können. Die spezielle Bedeutung der Oberkörperauslenkung und -stabilität wird zwar aus theoretischer Perspektive hervorgehoben und in der Praxis zielen zudem Trainingsinterventionen darauf ab, der Zusammenhang mit der dynamischen Kniestabilität wird aber noch nicht ausreichend untersucht.

Daher soll im ersten Forschungsgegenstand der vorliegenden Arbeit die biomechanische Belastungsstruktur im Knie bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben (reaktive Sprünge, Niedersprünge, laterale Sprünge, ein- / beidbeinig, stabil / instabil) aufgegriffen werden. Zunächst sollen Zusammenhänge zwischen Kniekinematik und -kinetik in 3D untersucht werden. Die Untersuchungen sollen Aufschluss darüber geben, wie die Interaktionen der Kniestabilitätsparameter untereinander aussehen, und dadurch zum weiteren Verständnis der biomechanischen Kopplung beitragen. Anschließend soll die Frage beantwortet werden, inwieweit die Belastungsstruktur bei Variation der *Bewegungsaufgaben*, z. B. im Vergleich bi- und unilateraler Sprünge oder Landungen sowie im Vergleich vertikaler und lateraler Bewegungen, variiert. Alle Sprünge und Landungen werden dabei zusätzlich von drei vertikalen Fallhöhen bzw. lateralen Sprungweiten (*Sprungdistanzen*)¹⁴ durchgeführt, um eine Variation, z. B. in Form einer potentiellen Belastungssteigerung auf die gesamte Gelenkskinematik, -dynamik von Oberkörper, Hüfte und Knie, auf die neuromuskuläre Aktivität

¹⁴ Sprungdistanz umfasst im Folgenden sowohl vertikale Fallhöhen als auch laterale Sprungweiten.

im Oberkörper sowie auf die Sprungleistung (Sprunghöhe, Sprungindex), untersuchen zu können. Bei den unilateralen DJs und Landungen wird zudem die *Untergrundbedingung* in Form einer instabilen Unterlage als Stellgröße für die biomechanischen Indikatoren geprüft. Daraus ergibt sich die erste spezifische Fragestellung:

1. *Wie wirken sich unterschiedliche Bewegungsaufgaben, Fallhöhen bzw. Sprungweiten und Untergrundbedingungen (stabil / instabil) auf biomechanische und neuromuskuläre Parameter sowie die Sprungleistung aus?*

In den meisten Studien werden Frauen als besonders verletzungsrelevante Personengruppe hervorgehoben. In der folgenden Studie wurden sowohl Frauen als auch Männer unter Berücksichtigung der Variable *Geschlecht* (Gruppierungsvariable 1) untersucht. Die analysierten dynamisch-reaktiven Bewegungen kommen häufig in Ballsportarten vor, weshalb vermehrt Sportlerinnen und Sportler der entsprechenden Sportarten bzw. Allroundsportler¹⁵ als Versuchsteilnehmende herangezogen wurden. Da die Oberkörperstabilität für die Verletzungsprävention (Hewett et al., 2009; Jamison et al., 2012b), Beinachsen-Fehlstellungen und Leistungsfähigkeit (Imai & Kaneoka, 2016) von hoher Relevanz ist, scheint es von Interesse, Athletinnen und Athleten aus Sportarten mit höherer Oberkörperstabilität, wie es bei Judoka der Fall ist (Barbado, Lopez-Valenciano, Juan-Recio, Montero-Carretero, van Dieen & Vera-Garcia, 2016b), zu untersuchen. Fortführend sollen diese mit Allroundsportlern hinsichtlich der Kniegelenksstabilität verglichen werden. Hierbei handelt es sich um einen neuen Ansatz, um die mechanische Kopplung zwischen Oberkörperauslenkung und dynamischer Kniegelenksstabilität, abhängig von der *Sportart* (Gruppierungsvariable 2), besser nachvollziehen zu können. Dabei ist der zuvor beschriebene Verletzungsmechanismus (Kap. 2.2) hinsichtlich dem von Judoka abzugrenzen, da es sich um eine Kampfsportart handelt. Typischerweise treten Verletzungen vor allem im Training und unter Einfluss eines Gegners oder Partners auf (Kujala et al., 1995). Die Relevanz dieser Kohorte ergibt sich ferner aus der Knieverletzungshäufigkeit, welche der der Ballsportarten nahekommt (vgl. Tab. 6).

2. *Inwieweit unterscheidet sich die Sprungleistung und das Verletzungsrisiko durch ungünstige biomechanische und neuromuskuläre Bedingungen zwischen Sportlern weiblichen und männlichen Geschlechts sowie unterschiedlicher Sportarten?*

Die Erfassung der Aktivität der kniegelenksumgreifenden (Bencke et al., 2018; Hewett et al., 2005b) und hüftumgebenden Muskulatur wurde im Gegensatz zur Muskulatur des Oberkörpers (Jamison et al., 2013) bereits umfassend untersucht. Im Bereich der neuromuskulären Aktivität der Oberkörpermuskulatur und spezifisch der Ko-Kontraktion, vor allem hinsichtlich der mechanischen Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten, sind noch deutliche Forschungsdefizite erkennbar. Für die vorliegende Arbeit sollen im zweiten Forschungsgegenstand zuerst die Ausprägung der *neuromuskulären Aktivität* (Ko-Kontraktion von M. erector spinae und M. rectus abdominis: niedrig / hoch) auf die biomechanischen Belastungsstrukturen untersucht werden.

¹⁵ Meint gleichermaßen Frauen und Männer. Im Folgenden wird der Lesbarkeit halber diese Form verwendet.

3. *Wie wirkt sich die unterschiedliche Ausprägung der neuromuskulären Aktivität (Ko-Kontraktion: niedrig / hoch) auf die biomechanischen Parameter der Kniestabilität aus?*

Danach folgen Analysen zu Zusammenhängen der dynamischen Kniegelenksstabilität mit der Oberkörperauslenkung und Ko-Kontraktion. Dabei stellt sich die Frage, inwiefern dieser Zusammenhang von dem Kraftpotential der Hüfte (*Hüftkraft*) abhängt. Abschließend sollen potentielle Interaktionen zwischen Oberkörperauslenkung und -aktivität, Hüftkinematik und -kinetik als auch die Kniegelenksstabilität beeinflussenden Indikatoren (Kinematik, Kinetik) multivariat sowie non-lineare Prädiktoreffekte auf die Kniestabilität bei unilateralem DJ und SJ erkundet werden.

4. *Wie sehen die Zusammenhänge der Kniestabilität mit Oberkörper, Hüfte und Knie sowie multivariate Zusammenhänge mit eigenem Prädiktorenmodell aus? Wie verändert sich der Zusammenhang der Kniestabilität mit der Oberkörperkontrolle bei unterschiedlich hoher hüftumgebender Muskelkraft (schwach / stark)?*
5. *Inwieweit können Prädiktoren unter Berücksichtigung non-linearer interaktiver Effekte die Parameter der Kniestabilität bei zwei Sprungaufgaben richtig in niedrig oder hoch zuordnen?*

Ziel der Studie ist es, die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper sowie Hüft- und Kniegelenk in Situationen abzubilden, welche Indikatoren für die Verletzungsgefahr, Beinachsen-Fehlstellungen und Leistung darstellen. Daraus lassen sich weitere Implikationen für zukünftige Forschung zur Erklärung der dynamischen Kniestabilität abbilden. Da Erklärungen zur dynamischen Kniestabilität besser beim Einsatz von Testverfahren erlangt werden, bei denen es stärkere Ausprägungen der Belastungsindikatoren und ihrer Prädiktoren gibt, sollen gleichzeitig Empfehlungen für geeignete Testverfahren ausgesprochen werden. Hinsichtlich der Verletzungsprävention und Sprungleistung können zumindest theoretische Überlegungen zu Trainingsempfehlungen hervorgehen. Daraus ergeben sich zwei zentrale Forschungsgegenstände, denen Hypothesen untergeordnet sind.

Forschungsgegenstand und Hypothesen

1. Biomechanische Belastungsstruktur, Sprungleistung und neuromuskuläre Aktivierung im Oberkörper (Ko-Kontraktion) bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben
 - 1.1 Zusammenhänge zwischen Kniekinematik und -kinetik in 3D
 - 1.2 Variation zwischen Bewegungsaufgabe und Fall- bzw. Sprungdistanzen
 - H₁₋₁: Die Bewegungsaufgabe hat einen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen.
 - H₁₋₀: Die Bewegungsaufgabe hat keinen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen.
 - H₂₋₁: Die Bewegungsaufgabe hat einen Effekt auf die Knie- und Hüftodynamik.
 - H₂₋₀: Die Bewegungsaufgabe hat keinen Effekt auf die Knie- und Hüftodynamik.

H₃₋₁: Die Sprungdistanz hat einen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen innerhalb einer Bewegungsaufgabe.

H₃₋₀: Die Sprungdistanz hat keinen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen innerhalb einer Bewegungsaufgabe.

H₄₋₁: Die Sprungdistanz hat einen Effekt auf die Knie- und Hüftdynamik innerhalb einer Bewegungsaufgabe.

H₄₋₀: Die Sprungdistanz hat keinen Effekt auf die Knie- und Hüftdynamik innerhalb einer Bewegungsaufgabe.

H₅₋₁: Die Bewegungsaufgabe und die Sprungdistanz haben einen Effekt auf die Sprungleistung (uni- und bilateraler DJ).

H₅₋₀: Die Bewegungsaufgabe und die Sprungdistanz haben keinen Effekt auf die Sprungleistung (uni- und bilateraler DJ).

H₆₋₁: Die Bewegungsaufgabe und die Sprungdistanz haben einen Effekt auf die Ko-Kontraktion.

H₆₋₀: Die Bewegungsaufgabe und die Sprungdistanz haben keinen Effekt auf die Ko-Kontraktion.

1.3 Variation zwischen verschiedener Untergrundbedingung (stabil / instabil: unilateraler DJ, EBS)

H₇₋₁: Die Untergrundbedingung hat einen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen.

H₇₋₀: Die Untergrundbedingung hat keinen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen.

H₈₋₁: Die Untergrundbedingung hat einen Effekt auf die Knie- und Hüftdynamik.

H₈₋₀: Die Untergrundbedingung hat keinen Effekt auf die Knie- und Hüftdynamik.

H₉₋₁: Die Untergrundbedingung hat einen Effekt auf die Sprungleistung und die Ko-Kontraktion.

H₉₋₀: Die Untergrundbedingung hat keinen Effekt auf die Sprungleistung und die Ko-Kontraktion.

1.4 Variation zwischen Geschlechts- und Sportartgruppierungen (Judo / Allroundsportler)

H₁₀₋₁: Die Gruppenzugehörigkeit (Geschlecht, Sportart) hat einen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen.

H₁₀₋₀: Die Gruppenzugehörigkeit (Geschlecht, Sportart) hat keinen Effekt auf die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen.

H₁₁₋₁: Die Gruppenzugehörigkeit (Geschlecht, Sportart) hat einen Effekt auf die Knie- und Hüftdynamik.

H₁₁₋₀: Die Gruppenzugehörigkeit (Geschlecht, Sportart) hat keinen Effekt auf die Knie- und Hüftdynamik.

H₁₂₋₁: Die Gruppenzugehörigkeit (Geschlecht, Sportart) hat einen Effekt auf Sprungleistung und die Ko-Kontraktion.

H₁₂₋₀: Die Gruppenzugehörigkeit (Geschlecht, Sportart) hat keinen Effekt auf Sprungleistung und die Ko-Kontraktion.

2. Zusammenhänge der dynamischen Kniegelenksstabilität mit Oberkörperkinematik und neuromuskulärer Aktivität im Oberkörper – Hüftkinematik und Hüftkinetik

2.1 Ausprägung der neuromuskulären Aktivität im Oberkörper (Ko-Kontraktion: niedrig / hoch)

H₁₃₋₁: Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen unterscheiden sich zwischen den Ko-Kontraktionsstärken (niedrig / hoch).

H₁₃₋₀: Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen unterscheiden sich nicht zwischen den Ko-Kontraktionsstärken (niedrig / hoch).

H₁₄₋₁: Knie- und Hüftdynamik unterscheiden sich zwischen den Ko-Kontraktionsstärken (niedrig / hoch).

H₁₄₋₀: Knie- und Hüftdynamik unterscheiden sich nicht zwischen den Ko-Kontraktionsstärken (niedrig / hoch).

2.2 Multivariate Zusammenhänge Oberkörper (Kinematik, Ko-Kontraktion) – Hüfte (Kinematik, Kinetik) – Kniestabilität (Kinematik, Kinetik)

H₁₅₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung, Hüftabduktionsmoment (und Hüftinnenrotation) und der Kniestabilität (maximales Knieabduktionsmoment, Knieabduktion, Knierotation).

H₁₅₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung, Hüftabduktionsmoment (und Hüftinnenrotation) und der Kniestabilität (maximales Knieabduktionsmoment, Knieabduktion, Knierotation).

H₁₆₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen Oberkörper (Flexion, laterale Neigung, Rotation / + Ko-Kontraktion) und der Kniestabilität (maximales Knieabduktionsmoment, Knieabduktion, Knierotation).

H₁₆₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen Oberkörper (Flexion, laterale Neigung, Rotation / + Ko-Kontraktion) und der Kniestabilität (maximales Knieabduktionsmoment, Knieabduktion, Knierotation).

H₁₇₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Hüftauslenkungen (Flexion, Abduktion, Rotation) / der Hüftdynamik (Flexions-, Abduktions-, Rotationsmoment) und der Kniestabilität (maximales Knieabduktionsmoment, Knieabduktion, Knierotation).

H₁₇₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den Hüftauslenkungen (Flexion, Abduktion, Rotation) / der Hüftdynamik (Flexions-, Abduktions-, Rotationsmoment) und der Kniestabilität (maximales Knieabduktionsmoment, Knieabduktion, Knierotation).

- 2.3 Einfluss der hüftumgebenden Muskelkraft auf den Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und Knieabduktionsmoment bzw. Knieabduktionswinkel
- H₁₈₋₁: Der Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und der Kniestabilität (Knieabduktionsmoment, Knieabduktion) unterscheidet sich zwischen den Hüftkraftgruppen (niedrig / hoch).
- H₁₈₋₀: Der Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und der Kniestabilität (Knieabduktionsmoment, Knieabduktion) unterscheidet sich nicht zwischen den Hüftkraftgruppen (niedrig / hoch).
- H₁₉₋₁: Der Zusammenhang zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion unterscheidet sich zwischen den Hüftkraftgruppen (niedrig / hoch).
- H₁₉₋₀: Der Zusammenhang zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion unterscheidet sich nicht zwischen den Hüftkraftgruppen (niedrig / hoch).
- H₂₀₋₁: Die laterale Oberkörperauslenkung, das Knieabduktionsmoment und der Knieabduktionswinkel unterscheiden sich zwischen den Hüftkraftgruppen (niedrig / hoch).
- H₂₀₋₀: Die laterale Oberkörperauslenkung, das Knieabduktionsmoment und der Knieabduktionswinkel unterscheiden sich nicht zwischen den Hüftkraftgruppen (niedrig / hoch).

4 Methodik

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine experimentelle Studie, welche von der Ethikkommission der Technischen Universität Kaiserslautern bewilligt und den Ethikrichtlinien der Deutschen Gesellschaft für Psychologie (DGP) und des Berufsverbandes Deutscher Psychologinnen und Psychologen (BDP) entspricht (BDP & DGP, 2016). Die Datenaufnahme der im Querschnitt durchgeführten Studie erfolgte im Bewegungslabor der TU Kaiserslautern. Insgesamt konnten 43 Probanden akquiriert werden (*Kap. 4.1*). Dabei wurden mittels Dynamometrie und Kinemetrie Gelenkwinkel und -momente des Oberkörpers, der Hüfte und des Kniegelenks dreidimensional erfasst. Zusätzlich wurde die neuromuskuläre Aktivität mittels Elektromyographie am Oberkörper aufgezeichnet. Die multifaktorielle Bewegungsanalyse erfolgte bei der Durchführung vertikaler und lateraler reaktiver Sprung- (Drop Jumps, Side Jumps) und Landungsbewegungen (Drop Landings) unter verschiedenen Bedingungen (variable Fallhöhen bzw. Sprungweiten, Untergrund: stabil / instabil) in einer festen Reihenfolge (*Abb. 47 A*). Erhoben wurden Flexionswinkel und -momente, Abduktionswinkel und -momente sowie Rotationswinkel und -momente von Knie- und Hüftgelenk, die anteriore und laterale Neigung sowie die Rotation von Becken und Oberkörper sowie die neuromuskuläre Aktivierung der Bauch- und Rückenmuskulatur. Analysiert wurden die Ausprägungen zum Zeitpunkt des höchsten Knieabduktionsmoments innerhalb der ersten 30 % der Standphase für reaktive Sprünge und innerhalb der ersten 50 ms für Landungen. Zudem wurden Maximalkraftmessungen der hüftumgebenden Muskulatur durchgeführt. Die Messverfahren werden in Kapitel 4.2, die Datenerhebung und -analyse in den Kapiteln 4.3 und 4.4 detailliert beschrieben.

4.1 Probanden

Insgesamt nahmen 43 ($w = 15$, $m = 28$) gesunde und sportlich aktive Personen an den Untersuchungen teil (*Tab. 8*). Diese setzten sich aus zwei Gruppierungen zusammen: Zum einen 15 Judoka ($w = 5$, $m = 10$), die aufgrund der Annahme, dass sie eine hohe Oberkörperstabilität aufweisen, von Interesse waren. Die Judoka wurden in Kooperation mit dem Olympiastützpunkt Rheinland-Pfalz / Saarland und einer regionalen Eliteschule des Sports (Heinrich-Heine-Gymnasium, Kaiserslautern) für die Teilnahme gewonnen. Zum anderen setzte sich die Stichprobe aus 28 Allroundsportlern ($w = 9$, $m = 19$) zusammen. Die Gruppe bestand aus Sportstudierenden, die mindestens drei Jahre Wettkampferfahrung in Ballsportarten hatten (Handball, Basketball, Fußball oder Volleyball). Die wöchentliche Trainingszeit in ihrer Hauptsportart lag im Mittelwert (\pm Standardabweichung) bei $5,4 \text{ h} \pm 3,5 \text{ h}$ sowie in weiteren Sportarten bei $4,3 \text{ h} \pm 2,6 \text{ h}$. Zudem hatten sie Praxiskurse in verschiedenen Sportarten im Sportstudium im Umfang von $4,2 \text{ h} \pm 1,5 \text{ h}$ pro Woche. Da sich einerseits die weiblichen Judoka nicht stark von den weiblichen Allroundsportlern und andererseits die männlichen Athleten der beiden Sportarten nicht systematisch in den Parametern der Kniestabilität und Oberkörperauslenkung voneinander unterschieden (Signifikanzniveau nach Bonferroni-Korrektur $p \leq ,004$ nicht erreicht) und sie auch für die Hüftkraft die gleichen Ausgangsbedingungen zeigten ($p \geq ,05$), wurde die Stichprobe zusammengelegt.

Tab. 8. *Probandencharakteristika beider Gruppen (Judoka $n = 15$; Allroundsportler $n = 28$) sowie der Gesamtstichprobe. BMI = Body Mass Index*

	Judoka MW \pm SD	Allroundsportler MW \pm SD	Gesamtstichprobe MW \pm SD
Alter (Jahre)	16,4 \pm 1,5	22,7 \pm 1,2	20,5 \pm 3,3
Körpergröße (cm)	171,1 \pm 7,8	175,1 \pm 8,3	173,8 \pm 8,2
Gewicht (kg)	67,1 \pm 10,0	70,4 \pm 9,6	69,2 \pm 9,8
BMI (kg/m²)	22,8 \pm 2,4	22,8 \pm 1,6	22,8 \pm 1,7

Teilnahmevoraussetzung war, dass alle Probanden zum Zeitpunkt der Messung gesund und frei von körperlichen Beeinträchtigungen waren. Es durften keine Vorverletzungen im Bereich der unteren Extremitäten, insbesondere des Sprung- und Kniegelenks (je nach Aktualität und Schweregrad), vorliegen. Vor Beginn der Messungen wurden alle Probanden und bei Minderjährigen deren Eltern über den Ablauf, das Ziel der Studie sowie mögliche Risiken aufgeklärt. Zudem wurde eine schriftliche Einverständniserklärung zur Studienteilnahme eingeholt.

4.2 Messverfahren

Mit dem Ziel, die Komplexität der dynamischen Kniegelenksstabilität bei verletzungsrelevanten Bewegungen abzubilden sowie ferner den Zusammenhang der Oberkörperkontrolle und der hüftumgebenden Muskelkraft mit der Kniegelenksstabilität zu untersuchen, kamen multifaktorielle Messmethoden zum Einsatz. Gegenstand der Untersuchungen waren biomechanische und neuromuskuläre Faktoren, welche in die Mechanik-Teilgebiete Kinematik und Dynamik (Kinetik) sowie in die Elektromyographie (EMG) eingeordnet werden können (Kap. 2.1).

4.2.1 Kinematik

Wie bereits beschrieben, handelt es sich bei der Kinematik um Bewegungsanalysen in Abhängigkeit von der Zeit, wobei Masse und Kraft unberücksichtigt bleiben. Die Bewegungen können mittels Ortsvektoren, Geschwindigkeit und Beschleunigung beschrieben werden. In der vorliegenden Studie fanden zur Bewegungsanalyse 31 reflektierende Hautoberflächenmarker mit einem Durchmesser von 14 mm (Qualisys, super-spherical Marker) Verwendung, welche als bewegte (lokale) Koordinatensysteme zur Beschreibung der Lage und Richtung des Bewegungsapparates dienten. Diese wurden an den anatomischen Orientierungspunkten (AO) mit handelsüblichen doppelseitigem Klebeband befestigt. Das Marker-Setup beruhte auf den Markermodellen *Instituti Ortopedici Rizzoli (IOR) lower body* (untere Extremitäten) nach Leardini, Sawacha, Paolini, Ingrosso, Nativo und Benedetti (2007) und *IOR upper body* (obere Extremitäten) (Leardini, Biagi, Merlo, Belvedere & Benedetti, 2011). Das Setup bestimmt maßgeblich die Modellierung der Körpersegmente und Gelenkzentren (Tab. 9). Die Aufzeichnung der sportmotorischen Bewegungen erfolgte mittels acht infrarot-

basierten Kameras, sechs Qualisys MoCap Kameras vom Typ Oqus 500+ und zwei Qualisys MoCap High-Speed Kameras vom Typ Oqus 510+ (Qualisys, Göteborg, Schweden) mit einer Aufnahmefrequenz von 175 Hz. Die Kameras waren auf ca. 2,60 m Höhe an Wandhalterungen befestigt (Abb. 19). An jedem Versuchstag wurde das Kamerasystem dynamisch kalibriert. Dazu wurden die Kameras anhand einer L-förmigen Kalibrierungsstruktur an der Kraftmessplatte, die auch das globale Koordinatensystem festlegt, zum Mittelpunkt des Labors ausgerichtet. Der Kalibrierungsstab wurde dafür 60 s lang durch das Messvolumen im Labor bewegt. Daraufhin konnten die durchschnittlichen Residuen angezeigt und die Genauigkeit der Ortskoordinaten kontrolliert werden. Bei allen acht Kameras lagen die durchschnittlichen Werte im Versuchszeitraum unter 1 mm (Tab. 10), wobei der Gesamtdurchschnittswert bei 0,79 mm lag. Somit lagen die Werte für das System Qualisys unter dem Durchschnitt von Richards (1999).

Tab. 9. Positionierung der reflektierenden Marker zur Berechnung der Gelenkskinematik

Segment	Marker	Abkürzung
Oberkörper	Schulterblatt - akromiale Kante (rechts + links)	SAE
	Sternum - Halsschlagkerbe	SJN
	Sternum - Schwertfortsatz	SXS
	Mittelpunkt zwischen den untersten Schulterblatträndern	MAI
Becken	Oberer, vorderer Darmbeinstachel (rechts + links)	IAS
	Oberer, hinterer Darmbeinstachel (rechts + links)	IPS
Oberschenkel	Großer Trochanter	FTC
	Mediale Epicondyle*	FME
	Laterale Epicondyle	FLE
Unterschenkel	Obere Spitze des Fibulaköpfchens	FAX
	Tuberositas tibiae	TTC
	Medialer Malleolus*	TAM
	Lateraler Malleolus	FAL
Fuß	Achillessehnenansatz am Calcaneus	FCC
	Erstes Metatarsalköpfchen	FM1
	Zweites Metatarsalköpfchen*	FM2
	Fünftes Metatarsalköpfchen	FM5

* statische Marker

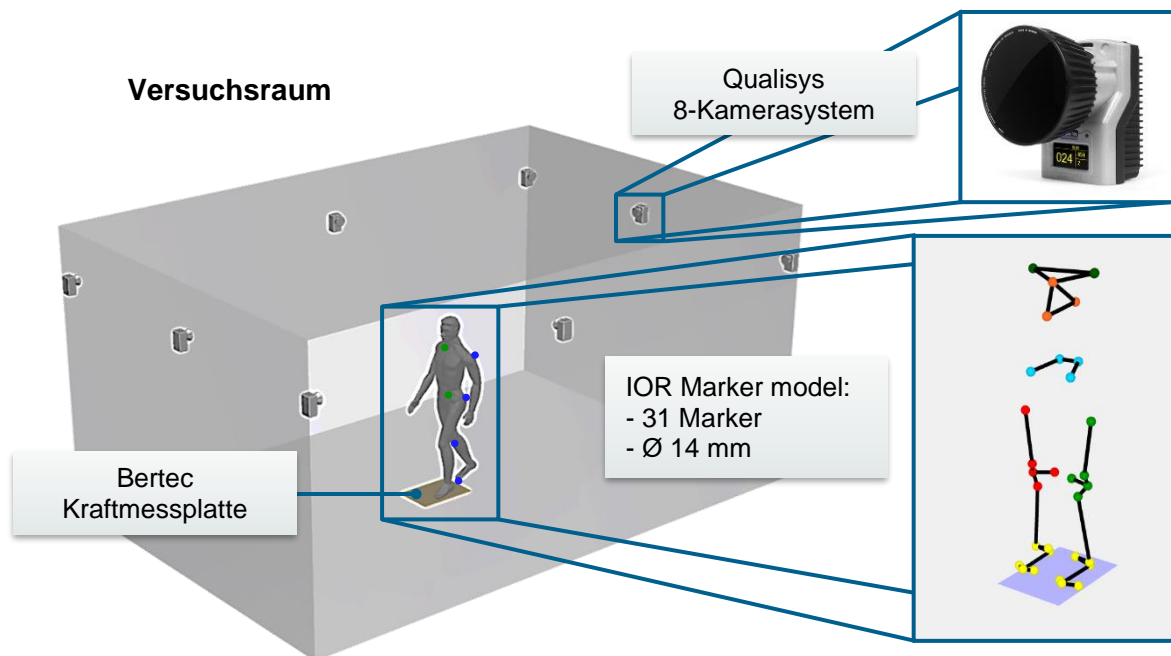
Die Bewegungsaufzeichnung geschah mithilfe des Programms Qualisys Track Manager (QTM, Version 2.15, Qualisys, Göteborg, Schweden). Dabei wurden die 2D-Daten (x, y) in Echtzeit detektiert und durch einen Tracking-Algorithmus in 3D-Ortskoordinaten (x, y, z) transformiert (Qualisys, 2017). „Qualisys tracker is a real time tracker that combines marker occlusion and merging detection techniques with an exceedingly fast and highly accurate tracking algorithm“ (Qualisys, 2015, S. 2). Um die Ortskoordinaten den entsprechenden anatomischen Orientierungspunkten zuordnen zu können, wurde in einer Vorstudie ein *Automatic Identification of Markers (AIM)* Modell erstellt, sodass eine schnelle, automatische Markeridentifizierung möglich war. Weiterhin wurden Lücken von zehn Frames automatisch

Tab. 10. Durchschnitt der Residuen bei der Kalibrierung des Bewegungsanalysesystems im Erhebungszeitraum

Kamera Nr.	Durchschnittliche Residuen (mm) MW
1	0.59407
2*	0.84872
3	0.65310
4	0.66825
5	0.67237
6	0.57039
7	0.66722
8*	0.98277
Gesamt	0.78610

*Qualisys MoCap High-Speed Kameras vom Typ Oqus 510+

gefüllt und in einem weiteren manuellen Verfahren ein Lückenschluss von maximal 20 Frames zugelassen. Anschließend wurden die Versuche, umgewandelt in .c3d-Format, mit dem Programm Visual3D (Version 5, C-Motion, Inc, Germantown, Maryland, USA) gefiltert, bearbeitet und zur statistischen Auswertung im ASCII Format ausgegeben. Bei dem angewandten Filter handelte es sich um einen Butterworth-Tiefpass-Filter zweiter Ordnung mit einer Cut-Off Frequenz von 15 Hz (Tab. 45 A). Dies ist darauf zurückzuführen, dass Fehler in den kinematischen Daten als Rauschen im hochfrequenten Bereich repräsentiert sind und ein Tiefpassfilter diese eliminiert.

Abb. 21. Aufbau des Labors mit Equipment. IOR = *Instituti Ortopedici Rizzoli*

Als Nächstes wird beschrieben, wie die Gelenkzentren unter Berücksichtigung der Empfehlungen der *International Society of Biomechanics* (ISB) berechnet wurden (Grood & Suntay, 1983; Wu, Siegler, Allard, Kirtley, Leardini, Rosenbaum, Whittle et al., 2002). Zunächst erfolgte die Aufzeichnung eines statischen Versuches mit aufrechter Körperhaltung in hüftbreitem Stand. Die Arme wurden, mit dem Daumen nach oben zeigend, seitlich vom Körper gestreckt. Mithilfe dieser neutralen Nullstellung konnten die Segmente in ihrer Position und Ausrichtung individuell für jeden Probanden in Bezug zu anderen Segmenten (Hüft-, Kniegelenk) oder zum globalen Koordinatensystem (Becken, Oberkörper) (vgl. Houck, Duncan & De Haven, 2006; Wu et al., 2002) gesetzt werden (Hybrid Modell). Die Markermodelle IOR lower und upper body wurden auf die dynamischen Versuche angewandt. Als Beispiel ist ein Teil der Modellierung in Abbildung 22 detaillierter dargestellt. Die Hautoberflächenmarker sind durch graue Kreise, die anatomischen Orientierungspunkte durch kleinere schwarze Punkte gekennzeichnet. Das Kniegelenkszentrum, welches im Mittelpunkt der Analysen steht, befindet sich jeweils zwischen den lateralen und medialen Femurkondylen (FLE & FME). Für das Koordinatensystem wird neben dem virtuellen Kniegelenksmarker die vertikale Achse verwendet, die durch den am Tuberositas tibiae (TTC) befestigten Marker und dem Sprunggelenkszentrum zwischen den lateralen und medialen Malleoli (TAM & FAL) verläuft. Der Oberschenkelhalskopf wurde in Visual3D durch geometrische Schätzung basierend auf den zwei Beckenmarkern jeweils rechts und links (IAS, IPS) berechnet. Der anatomische Bezugsrahmen *Becken* liegt auf der medio-lateralen Achse zwischen den rechten und linken vorderen oberen Darmbeinstacheln (R_IAS & L_IAS), „wohingegen die antero-posteriore Achse als Vektor in einer definierten Ebene zwischen R_IAS und L_IAS und dem Mittelpunkt zwischen den rechten und linken hinteren oberen Darmbeinstacheln [R_IPS & L_IPS], orthogonal zur medio-lateralen Achse (nach vorne) verläuft“ (übersetzt aus Leardini et al., 2011, S. 564). Letztlich soll ersichtlich werden, wie der Referenzrahmen *Oberkörper* definiert wurde. Zunächst ist anzumerken, dass in dem modifizierten Markermodell ein virtueller Marker zwischen den akromialen Kanten der Schulterblätter (R_SAE & L_SAE) erstellt wurde. Dieser ist in Abbildung 22b als Kreis-x gekennzeichnet. Daraufhin folgte die nach Söderkvist und Wedin (1993) in Leardini et al. (2011) beschriebene *single value decomposition procedure* (Einzelzerlegungsverfahren) des virtuellen Markers und der Marker MAI und SXS. Dabei werden Referenzdaten mit den globalen Koordinaten der Marker abgeglichen und optimiert. Die Sagittalebene wurde

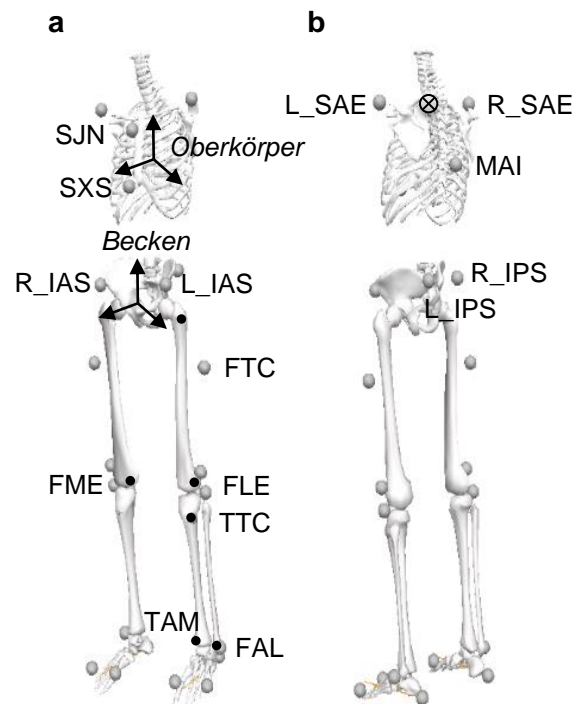


Abb. 22. Dynamisches Marker-Modell am Probanden. Ansicht von a: vorne und b: hinten. [Graue Kreise = Marker, schwarze Punkte = anat. Orientierungspunkte, Kreis-x = Mittelpunkt der Schultern)

ausgehend von der Mitte des Thorax (zw. SXS & MAI) durch SXS definiert, die proximal-distale Achse verlief von der Mitte des Thorax (zw. SXS & MAI) zum virtuellen Marker zwischen den Schultern (zw. R_SAE & L_SAE). Des Weiteren verlief die medio-laterale Achse orthogonal zur proximal-distalen Achse. Eine detaillierte Beschreibung des Vorgehens findet sich in Leardini et al. (2011, S. 563f.).

Durch die Anwendung des Markermodells wurde die Berechnung der Gelenkzentren und im weiteren Fortgang die der Gelenkwinkel bzw. -rotationen ermöglicht. Die dreidimensionale Gelenkrotation des Knies wurde nach Zuordnung ortsfester kartesischer Koordinatensysteme zum Ober- und Unterschenkel durch deren sequentielle Rotation um drei definierte Achsen ($X_{\text{Frontalachse}}$, $Y_{\text{Sagittalachse}}$ und $Z_{\text{Längsachse}}$) berechnet (Euler Sequenz, vgl. Mornieux et al., 2017a). Somit können die Extension / Flexion der X-Achse, Abduktion / Adduktion der Y-Achse und die Innen- / Außenrotation der Z-Achse zugewiesen werden (*Begriffserklärungen / Lagebezeichnungen*). In Tabelle 11 wird ersichtlich, wie die Werte für das Knie- und Hüftgelenk, das Becken und den Oberkörper interpretiert werden. Reliabilitätsprüfungen zeigten eine gute bis ausgezeichnete Reliabilität der kinematischen und kinetischen Parameter in Bewegungsanalyse-Studien. Zwei Studien konnten dies bereits für uni- und bilaterale DJs demonstrieren. Mit einer maximalen Abweichung von 7 % zwischen bilateralen DJs (Mok, Petushek & Krosshaug, 2016) und einer guten bis ausgezeichneten Reliabilität bei der Analyse von unilateralen DJs (Stålbom, Holm, Cronin & Keogh, 2007). Die Ausführung erfolgte stets standardisiert mit beiden Händen an der Hüfte, woran sich auch die vorliegende Arbeit orientierte. Weiterhin konnten bei lateralen reaktiven Sprüngen eine gute Reliabilität der Rumpf-, Becken- und Kniekinematik ($ICC > 0,87$) festgestellt werden (Mornieux et al., 2019). Auch bei komplexeren dynamischen Bewegungen wie unantizipierten Richtungswechseln nach einem Vorwärtssprung (jump-stop unanticipated cut) sind gute und exzellente Werte zu erwarten. Die maximale Knieabduktion erreichte einen Reliabilitätswert von $ICC = 0,93$ (Ford, Myer, Toms & Hewett, 2005).

Tab. 11. *Interpretation der Gelenkwinkel*

Segment	Achse	Positiv [+]	Negativ [-]
Kniegelenk	x	Flexion	Extension
	y	Abduktion	Adduktion
	z	Innenrotation	Außenrotation
Hüftgelenk	x	Flexion	Extension
	y	Adduktion	Abduktion
	z	Innenrotation	Außenrotation
Becken	x	Anteriore Kippung	Posteriore Kippung
	y	Laterale Kippung (links unten)	Mediale Kippung (rechts unten)
	z	Innenrotation	Außenrotation
Oberkörper	x	Flexion (forward lean)	Extension
	y	Medial lean (links)	Lateral trunk lean (rechts)
	z	Rot. nach links (innen)	Rot. nach rechts (außen)

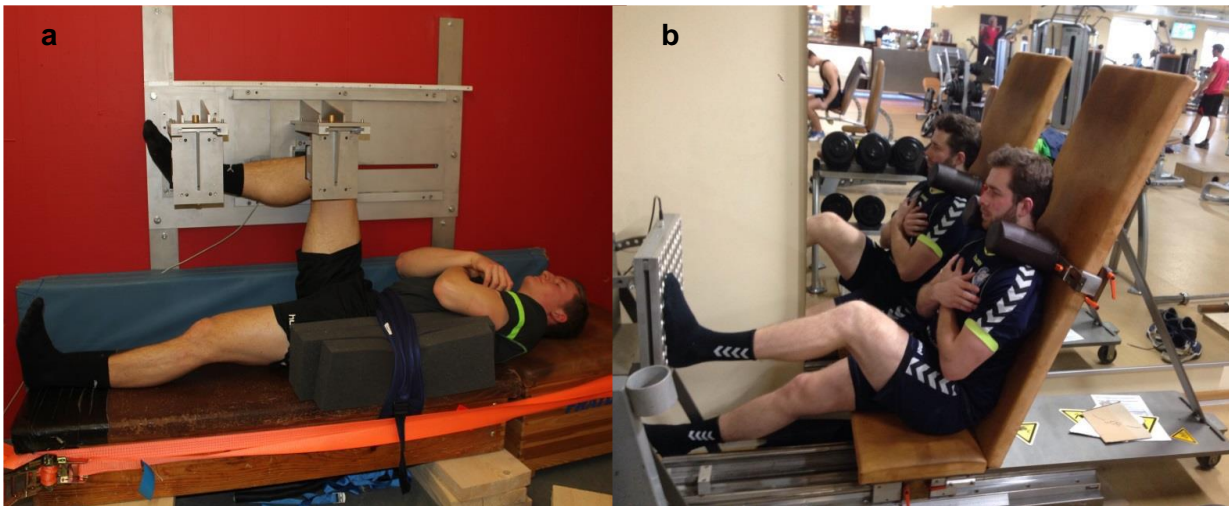


Abb. 23. Kraftmessapparaturen. a: Proband bei der Messung der Hüftabduktoren / Außenrotatoren; b: Proband bei der Messung der Beinstreckerkette (Schmidtgen, 2016, S. 58f.)

Um die Versuchsaufgaben und -bedingungen miteinander vergleichbar machen zu können, wurden diese auf 100 % der Bodenkontaktzeit bzw. Standphase normalisiert. Für die vorliegende Arbeit wurden auf Grundlage der vorangegangenen Literaturrecherche zur Kniestabilität folgende kinematischen Parameter genauer analysiert:

- Knieabduktion
- Knieinnenrotation bzw. Knieaußenrotation

4.2.2 Dynamik

Dynamik als „Lehre vom Zusammenhang zwischen Kraft und Bewegung [...] untersucht die Wirkung der Kraft als Ursache einer Bewegung oder [eines] Gleichgewichts“ (Voelker, 2013, S. 8). Zur Erfassung der Maximalkraftwerte der hüftumgebenden Muskulatur kamen zwei Geräte mit ausgestatteten Kraftmessplatten (KMP) zum Einsatz, die am Lehrstuhl für Sportwissenschaft konzipiert und evaluiert wurden: Zum einen in Form einer variabel umsteckbaren KMP an einer Wandkonstruktion (Hüftmuskelformmessungen; TU Kaiserslautern) und zum anderen in Form eines Kraftmessstuhls (Beinstreckerkette; TU Kaiserslautern) (Abb. 23) (Güllich, 2012). Aus den Daten entstanden Kraft-Zeit-Kurven, deren Werte in Newton [N] angegeben wurden (Kap. 2.1).

Bodenreaktionskräfte konnten durch die ebenerdig eingelassene Kraftmessplatte (40 x 60 cm, Bertec Corporation, Columbus, Ohio, USA) ermittelt werden. Gleichzeitig diente diese als Trigger für die kinematisch erfassten Daten. Vor Beginn jeder Aufnahme wurden die Kraftmessplatten kalibriert bzw. genullt. Die Messung der isometrischen Maximalkraft (F_{\max}) wurde für die variabel umsteckbare KMP als auch für den Kraftmessstuhl mit dem Programm DASYLab® 10 (Data Acquisition System Laboratory) durchgeführt und in Newton ausgegeben. Die Aufnahmerate der KMP betrug 1200 Hz und wurde mit dem Bewegungsanalysesystem (QTM) synchronisiert. Zur Weiterverarbeitung kam das Programm Visual3D zur Anwendung. Zur Eliminierung von Störgrößen wurde ein Butterworth-Tiefpass-Filter (2. Ordnung) von 15 Hz (Tab. 45 A) verwendet. Zur Bestimmung der Stand- bzw. Kontaktphase wurden Events zum ersten Fußkontakt auf der KMP (≥ 10 N) bis zum Absetzen

oder 50 ms nach dem ersten Bodenkontakt definiert. Die Festsetzung auf 50 ms ergab sich bei unilateralen Landungen, da keine Standphase durch Absetzen des Fußes ermittelt werden konnte sowie aufgrund der Verletzungsrelevanz bei Sprüngen und Landungen innerhalb dieses Zeitraums. Zusätzlich wurden Events zu analyse-relevanten Zeitpunkten gesetzt. „Joint moments are calculated as the vector product of the position vector of the joint centre and the collected ground reaction force“ (Leardini et al., 2007, S. 2). Dabei handelt es sich um eine indirekte Messung von Gelenkkraften, welche durch die Erfassung von Kraft und Kraftverläufen über die Bodenreaktionskräfte in Verbindung mit einem Rechenmodell realisiert werden (Hüter-Becker & Dölken, 2011). Somit ist es möglich, neben kinematischen Messgrößen (Gelenkwinkel) in Kombination mit den kinetischen Daten Gelenk(dreh)momente zu bestimmen. Die exakte Berechnung mit Visual3D findet sich im Nachschlagewerk (Wiki) von C-Motion (2015) wieder. Im weiteren Fortgang kam es zu einer Amplitudennormierung der Momente anhand des Körpergewichts, sodass die Werte in Newtonmeter pro Kilogramm Körpergewicht [Nm/kg] ausgegeben werden konnten.

Folgender dynamischer Parameter wurde zur Analyse der Kniestabilität herangezogen:

- Knieabduktionsmoment

4.2.3 EMG

Zur Erfassung der neuromuskulären Aktivität wurden bipolare, selbstklebende Ag-AgCL-Oberflächenelektroden (Dual Electrode, Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) verwendet und standardgemäß (vgl. Hermens et al., 2000; Konrad, 2011) an acht vorbereiteten Hautpartien im Abstand von 2 cm platziert. Dies beinhaltete das Abtasten der Muskelbäuche, Rasieren der entsprechenden Hautstellen mit Anrauen durch Sandpapier und abschließendem Desinfizieren, bevor die Hautelektroden mit kabellosen EMG-Sensoren (3,4 x 2,4 x 1,4 cm; 14 g; DTS Lossless EMG Sensor, Noraxon, Scottsdale, Arizona, U.S.A.) angebracht wurden. Die kabellosen Transmitter mit einem Gewicht von 14 g gewährleisteten eine möglichst hohe Bewegungsfreiheit. Vor der Datenaufnahme wurde der Hautwiderstand mit einem digitalen Multimeter (Votcraft, VC130-1, Zielwert < 5 k Ω) und die Signalqualität geprüft. Anschließend folgte die Erfassung der Muskelaktivität am Oberkörper und an den hüftumgebenden Muskeln:

- M. erector spinae
- M. rectus abdominis
- Hüftumgebende Muskulatur: M. gluteus maximus, M. gluteus medius, M. rectus femoris, M. biceps femoris, M. vastus lateralis, M. hip adductors (adductor longus)

Das EMG-Signal wurde mit 1500 Hz aufgezeichnet und eine Grundlinienkorrektur mit einem Hochpassfilter von 50 Hz angewandt. Anschließend wurde das Signal gleichgerichtet und ein Tiefpassfilter (20 Hz) zur Hüllkurvendetektion verwendet. Diese Angaben orientierten sich an C-Motion (2015). Zur Amplitudennormierung und somit zur Ermöglichung der interindividuellen Vergleichbarkeit wurden die Werte durch den Maximalwert einer Testperson dividiert. Die Daten konnten somit in Prozentangaben wiedergegeben werden, um in einem

weiteren Schritt in Relation zueinander gesetzt zu werden. Die weitere Auswertung betrifft nur den M. erector spinae und den M. rectus abdominis¹⁶. Für die Ko-Kontraktion als Teil der Rumpfstabilität wurde die Ratio der Rücken- und Bauchmuskulatur (M. erector spinae und M. rectus abdominis) zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments gebildet. In der Regel weist der Rückenstrecker höhere Aktivitäten auf, was sich in einem höheren Quotienten der Ko-Kontraktion niederschlägt (relative rückenstrecker-betonte Aktivität). Dies wird in der vorliegenden Arbeit als „niedrige“ Ko-Kontraktion bezeichnet. Im Gegensatz dazu spiegelt ein niedriger Quotient gleichwertige Aktivitäten von M. erector spinae und M. rectus abdominis wider und wird als „hohe“ Ko-Kontraktion definiert, wenngleich über die absolute Aktivitätshöhe keine Aussage getroffen werden kann.

Somit ergeben sich aus kinematischen und neuromuskulären Messverfahren folgende Parameter zur Abbildung der Oberkörperstabilität:

- Oberkörperauslenkung in 3D
- Ko-Kontraktion = Ratio M. erector spinae / M. rectus abdominis

4.3 Datenerhebung

Die Messungen wurden im Biomechanik-Labor des Fachgebietes Sportwissenschaft an der TU Kaiserslautern durchgeführt. An jedem Versuchstag fand mindestens einmal eine Kalibrierung des videobasierten Bewegungsanalysesystems statt. Der Versuchsablauf bei beiden Probandengruppen war identisch und erfolgte anhand eines Ablaufprotokolls (Abb. 47 A) mit einer Gesamtdauer von bis zu 2,5 h mit Präparierung eines jeden Probanden. Für die Messungen trugen alle Teilnehmenden neutrale, enganliegende Funktions- bzw. Sportbekleidung und Hallensportschuhe. Dadurch sollte einerseits eine bessere Rutschfestigkeit mit Verletzungsreduktion und andererseits die Sichtbarkeit der Marker gewährleistet werden. Nach Ankunft der Probanden im Labor und Unterschreiben der Einverständniserklärung wurden zunächst die Elektroden nach standardisiertem Verfahren an den entsprechenden Hautpartien angebracht (Hermens et al., 2000). Daran anschließend wurde die Signalqualität und Zuordnung mit einzelnen Muskeltests kontrolliert. Daraufhin folgte ein standardisiertes Aufwärmtraining mit allgemeiner und spezifischer Aktivierung der unteren Extremitäten und des Oberkörpers, um auf die bevorstehende Belastung vorzubereiten. Im Allgemeinen wurde vor jeder Testaufgabe ein Probeversuch zur Eingewöhnung und Aktivierung durchgeführt. Inhalte des Aufwärmtrainings waren drei Minuten auf dem Ergometer, Seilspringen, Hopserlauf, Sidesteps und Rumpfdrehungen mit Armkreisen. Des Weiteren wurden reaktive seitliche Sprünge (SJs) durchgeführt, um die individuelle maximale Sprungweite (SW_{max}) zu erfassen. Diese wurde benötigt, um für den späteren Versuchsablauf die Absprungweiten (50, 70 und 90 % SW_{max}) ermitteln zu können. Im Anschluss daran folgte der erste Testblock mit isometrischen Maximalkraftmessungen (F_{max}) der (1) Hüftabduktoren / -außenrotatoren, (2) Hüftadduktoren / -innenrotatoren und (3i, 3ii) Beinstrecker uni- sowie bilateral (Abb. 23). Die Geräteeinstellungen wurden individuell entsprechend der

¹⁶ Weitere Ergebnisse zur neuromuskulären Aktivität finden sich in der Dissertation von Zangerl (2019).

anthropometrischen Körpermaße eingestellt, sodass Knie- und Hüftgelenk einen Winkel von 90° für die Messungen (1) und (2) zeigten (*Abb. 23a*). Diese Winkelpositionen sind vergleichbar mit vorhandener Literatur (Thorborg, Petersen, Magnusson & Holmich, 2010) und wurden in einer internen Vorstudie zur Konstruktion der Kraftmessapparatur untersucht. Anpassungen konnten sowohl durch die Höhe der Auflagebank als auch durch das Verschieben des Widerlagerblocks auf einer Schiene erfolgen. Die Krafterfassung der Beinstrecker geschah an einem Kraftmessstuhl (TU Kaiserslautern) mit 60° im Knie- und 80° im Hüftgelenk (*Abb. 23b*; ausgehend von 0° bei gestrecktem Bein). Die notwendigen Modifikationen konnten an diesem Gerät durch den Widerlagerblock mit integrierter Kraftmessplatte in Höhe und Abstand ausgeführt werden. Mittels Goniometer wurden die Winkeleinstellungen überprüft. Nach vorgenommenen Einstellungen wurde jeder Proband über die Bewegungsausführung instruiert und ein Testversuch mit submaximaler Kraft durchgeführt. In den Bedingungen (1) bis (3ii) wurden drei Versuche jeweils mit dem rechten und linken Bein bzw. beidbeinig aufgezeichnet und Mittelwerte gebildet. In dieser Arbeit werden nur die Ergebnisse der Hüftabduktion / -außenrotation¹⁷ des rechten Beins zur Analyse herangezogen. Die unilaterale Messmethodik wurde ferner für die Bewegungsanalyse bevorzugt. Die Pausenzeiten zwischen den einzelnen Messungen lagen bei etwa 60 s, um eine ausreichende Regeneration gewährleisten zu können.

Im weiteren Fortgang wurden die 31 reflektierenden Hautoberflächenmarker für die 3D-Videometrie nach kombinierten, modifizierten Marker-Setup¹⁸ an anatomischen Orientierungspunkten für den Oberkörper (Leardini et al., 2011) und die unteren Extremitäten (Leardini et al., 2007) entsprechend den Empfehlungen von Qualisys angebracht (*Tab. 9*). Die drei statischen Marker an der medialen Epikondyle, am medialen Malleolus und auf dem zweiten Metatarsalköpfchen wurden nach Aufzeichnung eines statischen Versuches, welcher zur Modellierung der Körpersegmente und Gelenkzentren benötigt wurde, entfernt (*Abb. 22*). Für diese Aufzeichnung nahmen die Probanden eine aufrechte Körperhaltung in schulterbreitem Stand mit ausgestreckten Armen ein. Abschließend konnten die Aufzeichnungen mittels multifaktorieller Methoden (infrarotbasiertes Bewegungsanalysesystem, Kraftmessplatte, EMG-Sensoren) beginnen. Die komplexen dynamischen Bewegungen beinhalteten sowohl reaktive vertikale als auch reaktive laterale Sprung- und Landungsaufgaben (*Abb. 24–27*), die in folgender Reihenfolge absolviert wurden:

1. bilateraler Drop Jump (DJ_BB)
 - aus 24, 32, 40 cm Höhe
2. unilateraler Drop Jump (DJ_EB)
 - aus 0, 15, 30 cm Höhe

¹⁷ Weitere Ergebnisse finden sich in der Dissertation von Zangerl (2019).

¹⁸ Das Modell beruht auf einem Modell zur Analyse von Gangmustern und wurde dahingehend modifiziert, dass es zur Analyse verschiedener Sprungvarianten geeignet ist.

3. unilaterale Landung, (EBS)
 - aus 0, 15, 30 cm Höhe
4. Side Jump nach rechts (SJ)
 - aus 50, 70, 90 % SW_{max}
5. unilateraler Drop Jump, instabiler Untergrund (DJ_EB_IS)
 - aus 0, 15, 30 cm Höhe
6. unilaterale Landung, instabiler Untergrund (EBS_IS)
 - aus 0, 15, 30 cm Höhe

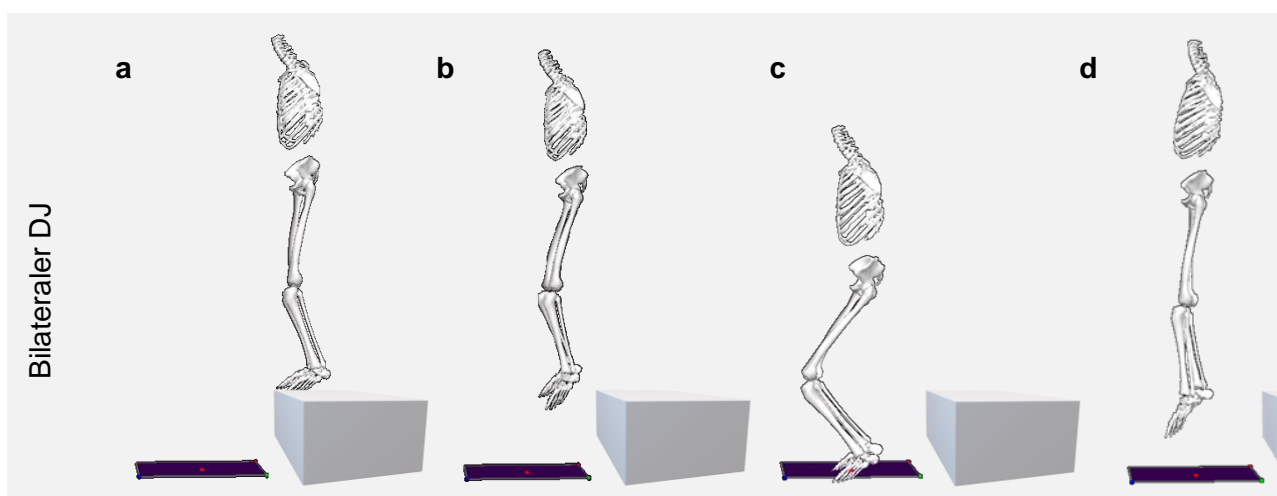


Abb. 24. Phasen des bilateralen Drop Jump aus 30 cm Höhe. a: Stand; b: Drop; c: bilateraler Bodenkontakt; d: reaktiver Absprung (eigene Darstellung mit Visual 3D)

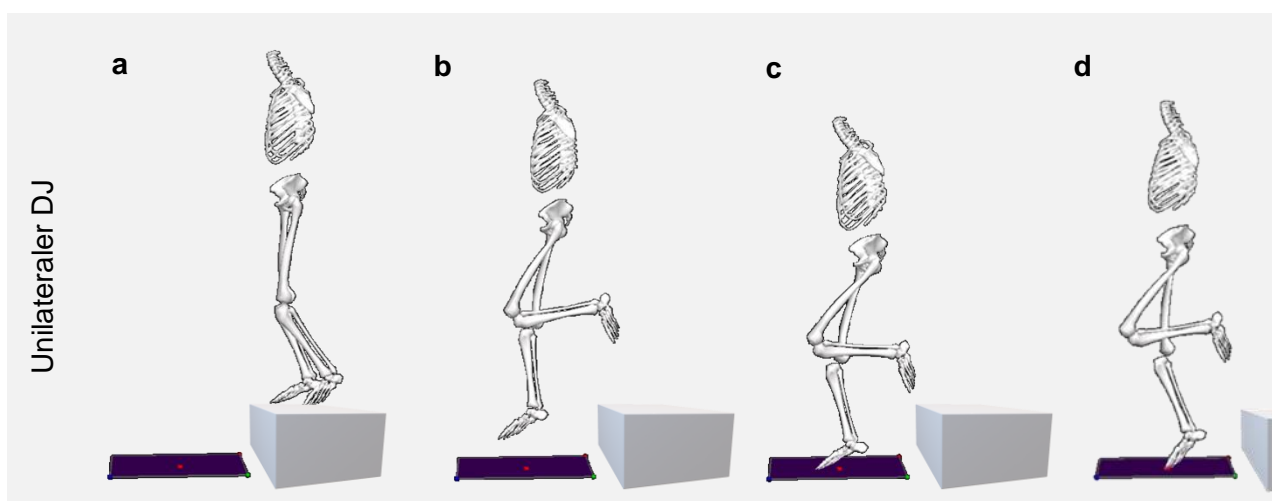


Abb. 25. Phasen des unilateralen Drop Jump von 30 cm Höhe. a: Stand; b: Flugphase; c: unilaterale Landung; d: reaktiver Absprung (eigene Darstellung mit Visual 3D)

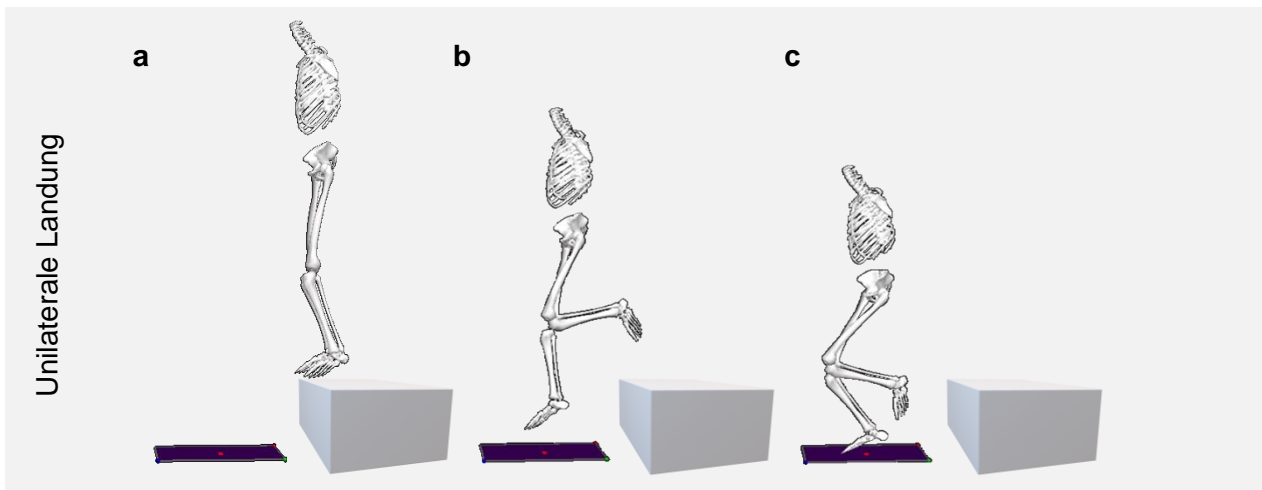


Abb. 26. Phasen der unilateralen Landung aus 30 cm Höhe. a: Stand; b: Drop; c: unilateraler Bodenkontakt (eigene Darstellung mit Visual 3D)

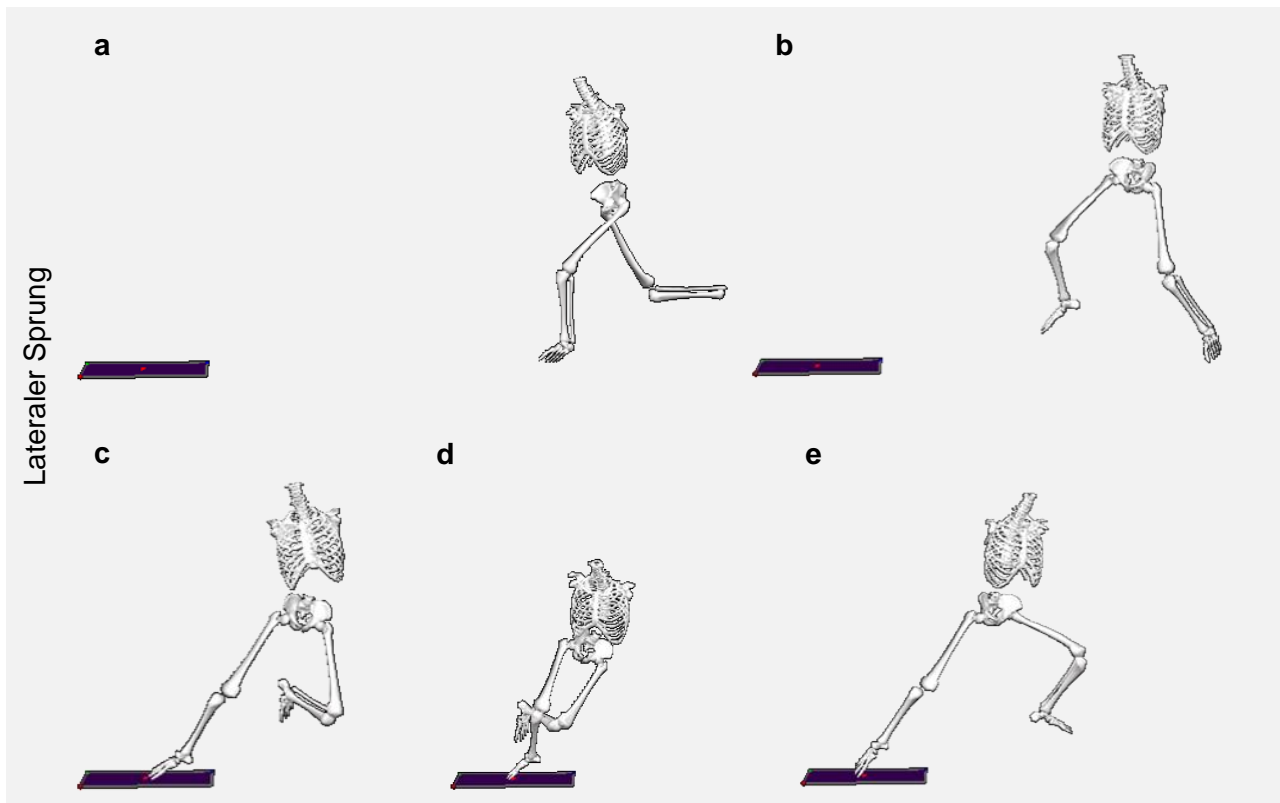


Abb. 27. Phasen des Side Jumps bei 90 % SW_{max} . a: Anlauf; b: Absprung; c: Landung; d: Standphase auf der KMP; e: reaktiver Abdruck v. d. KMP (eigene Darstellung mit Visual 3D)

Wie bereits aus der Literaturrecherche hervorgeht, ist Instabilität ein wichtiger Bestandteil in der Analyse dynamischer Kniegelenksstabilität und wurde daher ebenfalls in den Versuchsablauf integriert. Durch eine Airexmatte (Airex® Balance Pad, 6 x 50 x 41 cm, AIREX AG, Sins, Schweiz) wurde die instabile Bedingung provoziert, wohingegen die Variation der Sprunghöhen durch einen rutschfesten Stepper (Reebok® Step, Amsterdam, Niederlande) und stabile Holzbretter möglich war. Alle Sprünge, mit Ausnahme der lateralen Sprünge,

wurden mit den Händen in der Hüfte durchgeführt, um den Einfluss eines Armschwungs auf die Sprunghöhe sowie Messfehler durch den unterschiedlichen Armeinsatz auszuschließen (Araujo, Cohen & Hayes, 2015). Da das Gleichgewicht bei Niedersprüngen nach der Landung für mindestens zwei bis drei Sekunden gehalten werden sollte, ergab sich zudem eine höhere Gleichgewichtsanforderung durch die Einschränkung der Armbewegung.

Jede Versuchsaufgabe und -bedingung beinhaltete eine Eingewöhnung mit Probeversuchen und die Aufzeichnung von jeweils drei gültigen Versuchen, welche in der weiteren Analyse gemittelt wurden. Ein Versuch war gültig, wenn folgende Kriterien erfüllt wurden:

- (a) Die Messung wurde vor Verlassen der Absprungvorrichtung gestartet und für etwa 2 s nach Bewegungsende aufgezeichnet,
- (b) der Fuß befand sich bei Bodenkontakt innerhalb der Begrenzung der KMP,
- (c) die Beine waren bei Landung gestreckt (außer SJ),
- (d) die Hände blieben an der Hüfte (außer SJ),
- (e) alle Marker wurden vom Bewegungsanalysesystem erfasst.

Hinsichtlich der Versuchsreduzierung und Prävention frühzeitiger Ermüdungserscheinungen wurden die Probanden vorab verbal und visuell zu jeder Versuchsaufgabe und -bedingung instruiert. Zudem wurden Pausenzeiten von 45 bis 60 s zwischen den einzelnen Versuchen und von mindestens 90 s zwischen den Bewegungsaufgaben für eine adäquate Belastung mit ausreichender Regeneration eingehalten. Diese Parameter konnten als Ergebnis aus der Vorstudie festgehalten werden, um einer Verfälschung der Messergebnisse aufgrund zentralnervöser oder muskulärer Ermüdung vorzubeugen. Zu jeder Zeit konnten die Probanden höhere Pausenzeiten beanspruchen.

Relevante Zeitpunkte für die Datenerhebung ergaben sich auf Grundlage der Verletzungsrelevanz und der Kniegelenksstabilität innerhalb der ersten 50 ms bzw. 30 % nach initialem Bodenkontakt. Im ersten Schritt wurde das maximale Knieabduktionsmoment bzw. Knievalgusmoment (KVM_{\max}) innerhalb der ersten 30 % der Standphase für bi- und unilaterale DJs sowie für die SJs und innerhalb der ersten 50 ms für die EBS ermittelt. Zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments ($tKVM_{\max}$) wurden alle weiteren kinematischen und kinetischen Werte herangezogen. Die Ko-Kontraktion des Oberkörpers wurde ebenfalls zum $tKVM_{\max}$ analysiert. Die Berechnung der Sprunghöhe bei bi- und unilateralen DJs erfolgte mit nachstehender Formel, wobei g die Erdbeschleunigungskraft und t die Flugzeit in Sekunden angibt (vgl. Newton et al., 2001; Prieske et al., 2013):

$$\text{Sprunghöhe [m]} = \frac{1}{8} * g * t^2$$

Die Flugzeit bezieht sich auf das Verlassen der Kraftmessplatte des Sprungfußes bis zur Landung. Zu diesen Zeitpunkten wurden Events für die Auswertung gesetzt. Mithilfe der Kontaktzeit auf der Kraftmessplatte vor dem Absprung (bei DJs) und der Sprunghöhe wurde ein Sprungindex zur Erfassung der Sprungleistung gebildet:

$$\text{Sprungindex} \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] = \frac{\text{Sprunghöhe [m]}}{\text{Kontaktzeit [s]}}$$

4.4 Datenanalyse

Für die statistische Auswertung wurde das Programm SPSS Version 25.0 (SPSS, Inc., Chicago, Illinois, USA) verwendet. Ein Alphaniveau von 0,05 wurde für die statistische Signifikanz angenommen. Für die Übersicht der Probandenmerkmale und Verteilungseigenschaften der Daten wurde eine explorative Datenanalyse mit Tests auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov, Shapiro-Wilk) für die Gesamtstichprobe sowie außerdem für die Gruppierungen der Männer und Frauen sowie der Allroundsportler und der Judoka durchgeführt. Bei Vorliegen einer Normalverteilung wurden parametrische Signifikanztests durchgeführt. Wie bereits erläutert, wurden die Probanden von Judoka und Allroundsportlern aufgrund geringer systematischer Unterschiede zu einer Gesamtstichprobe zusammengelegt. Die Gesamtstichprobe lag allen Analyseschritten mit Ausnahme der Gruppenvergleiche zugrunde, die Gruppierungsvariablen „Geschlecht“ und „Sportart“ fanden jedoch in den statistischen Analysen als Zwischensubjektfaktoren Berücksichtigung.

Um für den ersten Forschungsgegenstand die biomechanische Belastungsstruktur im Knie bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben zu analysieren, wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Dafür wurden als Innersubjektfaktoren die *Bewegungsaufgabe* (trial x4) und *Sprungdistanz* (distance x3) mit den Gruppenfaktoren *Geschlecht* und *Stichprobe* bestimmt. Weitere Varianzanalysen folgten innerhalb jeder Bewegungsaufgabe mit dem Faktor *Sprungdistanz* für die biomechanischen Marker (AV). Ziel war es, die Auswirkungen unterschiedlicher Sprungdistanzen auf die dynamische Oberkörperkontrolle und Kniestabilität abzubilden. Bei signifikanten Zwischensubjekteffekten wurde ein T-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt. Der T-Test gilt gegenüber der Verletzung einer Normalverteilung als robust, nicht jedoch, wenn Ausreißer vorliegen (Bühner & Ziegler, 2009), weshalb diese ab einer Mittelwertabweichung von $z > 3$ eliminiert wurden. Die Gruppierungsfaktoren *Geschlecht* und *Sportart* wurden separat untersucht, um adäquate Gruppengrößen aufrechterhalten zu können. Um den Einfluss der Untergrundbedingung zu untersuchen, wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit den Faktoren *Untergrundbedingung* und *Sprungdistanz* für jede Bewegungsaufgabe durchgeführt. Mittels Levene-Test wurde sowohl bei der Varianzanalyse als auch beim T-Test die Varianzhomogenität geprüft. Weiterhin wurde die Sphärizität mittels Mauchly-Tests kontrolliert und gegebenenfalls eine Greenhouse-Geisser-Korrektur verwendet. Letztlich wurde das Alphaniveau nach Bonferroni korrigiert. Bei der multiplen Hypothesenprüfung zwischen den Bewegungsaufgaben wurde $k = 6$, zwischen Sprungdistanzen innerhalb einer Bewegungsaufgabe $k = 3$ und für die Untergrundbedingung unter Berücksichtigung der Bewegungsaufgaben (DJ_BB, DJ_EB) und Fallhöhen $k = 12$ gewählt. Die Haupteffekte der Gruppierungsvariablen wurden für alle Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten mit $k = 12$ korrigiert.

Der zweite Forschungsgegenstand gliedert sich in drei progressiv angeordnete Prüfungen. Um den Einfluss der Ko-Kontraktionsausprägung auf die biomechanischen Indikatoren zu untersuchen, wurde die Stichprobe geschlechterabhängig per Median-Split in zwei Gruppierungen mit hoher und niedriger Ko-Kontraktion unterteilt und es wurden unabhängige

T-Tests berechnet. Im zweiten Teil wurden Zusammenhänge mittels Korrelationen und Regressionsanalysen berechnet. Dazu wurden die intervallskalierten Daten auf ihre Voraussetzungen geprüft. Darunter fallen die Gauss-Markov-Annahmen sowie die Annahmen zur Unabhängigkeit und Normalverteilung der Residuen:

- *Linearität*: Es besteht ein linearer Zusammenhang zwischen den Variablen. Ist dies nicht der Fall, kann die Stärke des Zusammenhangs unterschätzt werden. Die Regressionskoeffizienten sollten ebenfalls linear sein. Zur Überprüfung der Prädiktoren wurden partielle Regressionsdiagramme erstellt.
- *Autokorrelation*: Mittels Streudiagramm und der Durbin-Watson-Statistik wurde die Unabhängigkeit der Residuen bzw. Fehlerwerte überprüft. Die Ausprägung der Durbin-Watson-Statistik kann zwischen null bis vier liegen, wobei ein Wert von zwei auf unabhängige Fehlerwerte (keine Autokorrelation) hinweist. Die Abweichung betrug in der vorliegenden Arbeit $\pm 0,7$.
- *Normalverteilungsannahme*: Zur Beurteilung der Aussagekraft der geschätzten Parameterwerte des Regressionsmodells sollte eine Normalverteilung der Residuen vorliegen.
- *Homoskedastizität*: Hiermit ist die Varianzgleichheit der Prädiktoren gemeint, welche visuell durch ein Streudiagramm überprüft werden konnte.
- *Multikollinearität*: Die Prädiktoren sollten untereinander nicht stark korrelieren, um einen möglichst großen, eigenen Beitrag zum Modell zu leisten. Gleichzeitig soll somit die Aussagekraft des Modells gewährleistet werden. Dafür wurden in der Koeffiziententabelle der Toleranzwert ($\geq 0,10$) sowie der Varianzinflationsfaktor (≤ 10) kontrolliert.

Auf Grundlage des Forschungsstandes wurden für die multiplen linearen Modelle zunächst zwei eigene Modelle (Einschlussmethode) bestehend aus den Prädiktoren lateraler Oberkörperneigung, Hüftabduktionsmoment und ergänzend Hüftrotation auf die Kriteriumsvariablen der Kniestabilität (Knieabduktionsmoment, Knieabduktion und Knieaußenrotation) untersucht. In einem weiteren explorativen Ansatz wurden separate Regressionsmodelle (Rückwärtsmethode) wie folgt untersucht:

- | | | |
|--|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> • Oberkörperauslenkung in 3D • Oberkörperauslenkung in 3D + Ko-Kontraktion • Hüftmomente in 3D • Hüftauslenkung in 3D • Kniemomente in 3D (Ausnahme KVM) • Knieauslenkung in 3D (Ausnahme KAb; KIR) | } | <ul style="list-style-type: none"> • Knieabduktionsmoment (KVM) • Knieabduktion (KAb) • Knieaußenrotation |
|--|---|--|

Um die Frage zu beantworten, welche Faktoren beim unilateralen DJ sowie beim SJ hohe oder niedrige Knieabduktionsmomente, -abduktionswinkel und die Knierotation (AV) am

besten vorhersagen und um non-lineare Zusammenhänge zu untersuchen, wurden binär logistische Regressionen durchgeführt. Dafür erfolgte eine Unterteilung der Stichprobe in *niedrig* und *hoch* in den Indikatoren der Kniestabilität per Median-Split. Die unabhängigen Variablen wurden als einzelne Blöcke (Knie-, Hüft-, Becken-, Oberkörperkinematik, Knie- und Hüftodynamik, Hüftkraft, Ko-Kontraktion) und in unterschiedlichen Konstellationen (u. a. Knie- und Hüftkinematik) schrittweise in das Modell hinzugefügt. Als Einschluss wurde $p \leq ,05$ sowie als Ausschluss $p \geq ,10$ definiert.

Abschließend wurde im dritten Teil der Einfluss der hüftumgebenden Muskelkraft auf den Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und Knieabduktionsmoment bzw. Knieabduktionswinkel untersucht. Die Einteilung der Hüftabduktionskraft / Hüftadduktionskraft erfolgte geschlechterabhängig zunächst in zwei Kategorien mittels Mediansplit in *schwach* und *stark*. Anschließend wurden Pearson's Korrelationskoeffizienten zwischen der lateralen Rumpfneigung und dem Knieabduktionsmoment bzw. -winkel und zwischen dem Knieabduktionsmoment und der Knieabduktion berechnet. Ferner wurden Varianzanalysen durchgeführt. Untersucht wurden alle Bewegungsaufgaben einschließlich der instabilen Untergrundbedingung jeweils von der höchsten Sprungdistanz bzw. Fallhöhe.

5 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse zu den fünf spezifischen Fragestellungen, die zwei zentrale Forschungsgegenstände abbilden, dargestellt. Die Beschreibung der biomechanischen und neuromuskulären Belastungsstruktur sowie Sprungleistung in Abhängigkeit von Variation der Bewegungsaufgabe, Sprungdistanz, Untergrundbedingung wird in Kapitel 5.1 dargelegt. Zudem werden in diesem Kapitel die Unterschiede zwischen den Geschlechtern und den Sportarten aufgegriffen. Zusammenhänge der Kniestabilität mit Oberkörper, Hüfte und Knie, multivariate Zusammenhänge, non-lineare interaktive Effekte und der Einfluss der Hüftkraft auf Zusammenhänge der Kniestabilität mit der Oberkörperauslenkung werden in Kapitel 5.2 beschrieben. Anstelle der biomechanischen Indikatoren mediale Oberkörperneigung, Oberkörperaußenrotation, Hüftadduktion, Knieinnenrotation und Knierotationsmoment wird im Folgenden von lateraler Oberkörperneigung, Oberkörperinnenrotation, Hüftabduktion, Knieaußenrotation und Knierotationsmoment gesprochen. Diese bilden Werte im negativen Bereich ab (vgl. Tab. 11).

5.1 Biomechanische Belastungsstruktur, Sprungleistung und neuromuskuläre Aktivierung im Oberkörper (Ko-Kontraktion) bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben

5.1.1 Zusammenhänge zwischen Kniekinematik und -kinetik in 3D

Zunächst werden Zusammenhänge zwischen Kniekinematik und -kinetik für alle Bewegungsaufgaben beschrieben: bilateraler Drop Jump (DJ_BB), unilateraler Drop Jump (DJ_EB), unilaterale Landung (EBS) und seitlicher Sprung (SJ). Die Korrelationsergebnisse der Kniemomente und -auslenkungen können dem Anhang (Tab. 46–51 A) entnommen werden. Höhere Knieabduktionsmomente (KAbM) korrelierten beim bilateralen und unilateralen DJ mit höheren Knieflexionsmomenten sowie beim unilateralen DJ und bei der unilateralen Landung mit höheren Knierotationsmomenten. Stärkere Knieabduktionsmomente gingen bei allen Tests mit höheren Knieabduktionen (KAb) einher und waren bei unilateralen Landungen und SJs außerdem mit stärkerer Knieaußenrotation assoziiert. Bei allen vertikalen Sprung- und Landungsaufgaben hing die Knieabduktion außerdem mit dem Knieflexionsmoment zusammen. Bei allen Bewegungsaufgaben waren die Knieabduktionen mit stärkeren Knieaußenrotationen verbunden. Bei unilateralen Landungen zeigte die Knieabduktion zudem einen Zusammenhang mit den Knierotationsmomenten. Weiterhin korrelierten bei den unilateralen DJs und EBS die Knieabduktionen mit größeren Knieflexionen.

Weiterhin stellte sich die Frage, ob die Werte gemessen am bilateralen DJ mit den Werten anderer Bewegungsaufgaben im Zusammenhang standen. Dafür wurden die Knieabduktion und das Knieabduktionsmoment bei der Ausführung bilateraler DJs jeweils mit den anderen Bewegungsaufgaben (für die höchste vertikale Fallhöhe bzw. laterale Sprungweite) auf eine Korrelation hin geprüft. Die Ergebnisse sind Tabelle 12 zu entnehmen. Es bestanden hohe Zusammenhänge (KAb $r \geq ,72$; KAbM $r \geq ,73$; $p < ,001$) zwischen den Merkmalsausprägungen beim bilateralen DJ mit den anderen Bewegungsaufgaben. Lediglich die Korrelation

zwischen den Knieabduktionsmomenten, gemessen am bilateralen DJ aus 40 cm Fallhöhe und am reaktiven SJ aus 90 % der maximalen Sprungweite, wiesen eine mittlere Korrelation ($r = ,56$; $p < ,001$), auf.

Tab. 12. Korrelationswerte (r) des Knieabduktionsmoments und der Knieabduktion zwischen bilateralem Drop Jump (DJ) mit den anderen Bewegungsaufgaben

		Unilateraler DJ	Unilaterale Landung	Side Jump
Bilateraler DJ	Knieabduktionsmoment	,734 ($p < ,001$)	,717 ($p < ,001$)	,556 ($p < ,001$)
	Knieabduktion	,841 ($p < ,001$)	,798 ($p < ,001$)	,728 ($p < ,001$)

Kniemomente und Kniestabilität. Die Knieflexionsmomente und -rotationsmomente konnten die Knieabduktionsmomente bei allen Bewegungsaufgaben, mit Ausnahme des SJs von weitester Sprungdistanz ($R^2_{\text{kor}} = ,138$; $p = ,060$), vorhersagen ($0,11 < R^2_{\text{kor}} < 0,56$; Tab. 52 A). Weiterhin eigneten sich die Kniemomente in 3D als Prädiktoren für die Knieabduktion bei allen Bewegungsaufgaben ($0,47 < R^2_{\text{kor}} < 0,86$; Tab. 53 A). Kniemomente beeinflussten die Knierotation nur bei den unilateralen Landungen und den SJs ($0,16 < R^2_{\text{kor}} < 0,38$; Tab. 54 A).

Knieauslenkung und Kniestabilität. Die Knieauslenkungen waren sehr gute Prädiktoren ($0,64 < R^2_{\text{kor}} < 0,86$), um das Knieabduktionsmoment vorherzusagen (Tab. 55 A). Die Prädiktoren Knieflexion und -rotation eigneten sich, um die Kriteriumsvariable Knieabduktion über alle Bewegungsaufgaben und Sprungdistanzen hinweg vorherzusagen ($0,31 < R^2_{\text{kor}} < 0,61$ (Tab. 56 A). Auch die Knierotation konnte durch die Prädiktoren Knieflexion und -abduktion vorhergesagt werden ($0,28 < R^2_{\text{kor}} < 0,47$; Tab. 57 A).

- Die Merkmalsausprägungen beim bilateralen DJ gehen mit denen anderer Bewegungsaufgaben einher.

5.1.2 Variation zwischen Bewegungsaufgaben und Fall- bzw. Sprungdistanzen

Um aufzuzeigen, dass sich die Belastungsstruktur im Knie zwischen den Bewegungsaufgaben unterscheidet, wurde eine Varianzanalyse durchgeführt. Das Ergebnis zeigt, dass sich die vier untersuchten Bewegungsaufgaben bilateraler Drop Jump (DJ_BB), unilateraler Drop Jump (DJ_EB), unilaterale Landung (EBS) und seitlicher Sprung (SJ) für die meisten abhängigen Variablen (Oberkörper, Hüfte, Knie) unterscheiden bzw. ein Haupteffekt ($p < ,001$) für die Bewegungsaufgabe gefunden werden konnte. Die Hypothesen H_{1-1} und H_{2-1} werden bestätigt. Tabelle 13 Tab. 13 zeigt die Ausprägung der biomechanischen Indikatoren unter Angabe des partiellen Eta-Quadrats (η_p^2) bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben sowie die Ergebnisse der paarweisen Vergleiche.

Zwei Variablen unterschieden sich zwischen allen Bewegungsaufgaben voneinander: die laterale Beckenkipfung nach rechts oben ($p \leq ,002$) und das Hüftrotationsmoment ($p \leq ,002$) (Tab. 13). Unterschiede zwischen bilateralem DJ und lateralem Sprung konnten für alle Variablen in Frontal-, Sagittal- und Transversalebene mit Ausnahme des Hüftabduktionsmoments ($p = ,022$) gefunden werden.

Tab. 13. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])

		(1) Bilateraler DJ				(2) Unilateraler DJ				(3) Unilaterale Landung				(4) Side Jump				η_p^2	Paarweise Vergleiche
		M	SE	95 % KI UG	OG	M	SE	95 % KI UG	OG	M	SE	95 % KI UG	OG	M	SE	95 % KI UG	OG		
Oberkörper	Flexion	14,0	1,1	11,9	16,2	17,8	1,0	15,7	19,9	13,3	1,0	11,4	15,3	21,5	1,4	18,6	24,4	,441*	1-2, 1-3, 1-4, 2-3, 2-4, 3-4
	Lateralneigung	-0,2	0,3	-0,8	0,5	-10,2	0,5	-11,2	-9,2	-5,7	0,5	-6,6	-4,7	-5,7	1,0	-7,7	-3,8	,580*	1-2, 1-3, 1-4, 2-3, 2-4
	Innenrotation	0,9	0,6	-0,2	2,0	0,8	0,8	-0,7	2,3	3,0	0,7	1,6	4,4	-16,4	1,7	-19,8	-12,9	,733*	1-3, 1-4, 2-3, 2-4, 3-4
Becken	Anteriore Kippung	17,1	1,0	15,1	19,1	17,1	0,7	15,6	18,5	14,8	0,8	13,2	16,3	20,6	0,7	19,1	22,1	,376*	1-4, 2-3, 2-4, 3-4
	Laterale Kippung	0,2	0,3	-0,5	0,9	-5,0	0,6	-6,3	-3,8	-6,2	0,6	-7,4	-5,0	8,8	1,1	6,6	10,9	,797*	1-2, 1-3, 1-4, 2-3, 2-4, 3-4
	Innenrotation	-0,2	0,5	-1,2	0,8	6,2	0,6	5,0	7,5	6,2	0,6	4,9	7,5	-9,5	1,5	-12,5	-6,6	,732*	1-2, 1-3, 1-4, 2-4, 3-4
Hüfte	Flexion	39,3	1,6	36,1	42,4	38,2	1,1	36,0	40,3	34,3	1,2	31,8	36,8	47,3	1,5	44,2	50,3	,493*	1-3, 1-4, 2-3, 2-4, 3-4
	Abduktion	-4,5	0,6	-5,7	-3,3	-2,3	0,7	-3,8	-0,9	-3,0	0,7	-4,4	-1,6	-15,7	1,1	-17,8	-13,5	,762*	1-3, 1-4, 2-4, 3-4
	Innenrotation	7,2	1,4	4,3	10,1	11,6	1,2	9,1	14,0	9,8	1,3	7,1	12,5	13,3	1,3	10,6	16,0	,343*	1-2, 1-3, 1-4, 2-3, 3-4
	Moment Flexion	-0,6	0,1	-0,9	-0,4	0,8	0,1	0,6	1,1	-0,3	0,1	-0,6	-0,1	0,8	0,1	0,6	1,0	,591*	1-2, 1-4, 2-3, 3-4
	Abduktion	0,6	0,1	0,5	0,8	2,0	0,1	1,8	2,2	2,0	0,1	1,8	2,3	0,9	0,1	0,8	1,0	,793*	1-2, 1-3, 2-4, 3-4
	Innenrotation	0,3	0,0	0,2	0,3	0,9	0,0	0,8	1,0	0,7	0,0	0,7	0,8	0,6	0,1	0,5	0,7	,659*	1-2, 1-3, 1-4, 2-3, 2-4, 3-4
Knie	Flexion	48,5	1,3	45,7	51,2	45,7	1,3	43,0	48,3	39,3	1,4	36,6	42,1	57,7	1,1	55,4	59,8	,679*	1-3, 1-4, 2-3, 2-4, 3-4
	Abduktion	5,8	1,0	3,8	7,8	9,5	1,0	7,5	11,5	9,2	0,9	7,3	11,0	11,4	1,4	8,6	14,2	,383*	1-2, 1-3, 1-4
	Innenrotation	-18,0	1,5	-21,0	-15,0	-21,2	1,4	-24,1	-18,2	-23,1	1,5	-26,1	-20,1	-21,6	1,6	-24,8	-18,5	,492*	1-2, 1-3, 1-4, 2-3
	Moment Flexion	2,5	0,2	2,1	2,8	3,0	0,2	2,7	3,4	2,6	0,1	2,3	2,8	3,3	0,1	3,1	3,5	,322*	1-2, 1-4, 2-3, 3-4
	Abduktion	0,8	0,1	0,6	0,9	1,6	0,1	1,5	1,8	1,7	0,1	1,5	1,9	1,5	0,1	1,3	1,7	,649*	1-2, 1-3, 1-4
	Innenrotation	-0,2	0,0	-0,3	-0,1	-0,7	0,0	-0,7	-0,6	-0,6	0,0	-0,7	-0,6	-0,6	0,0	-0,7	-0,6	,749*	1-2, 1-3, 1-4, 2-3, 2-4

* $p \leq ,001$. Paarweise Vergleiche: 1-2: DJ_BB vs. DJ_EB; 1-3: DJ_BB vs. EBS; 1-4: DJ_BB vs. SJ; 2-3: DJ_EB vs. EBS; 2-4: DJ_EB vs. SJ; 3-4: EBS vs. SJ

Die Bewegungsaufgaben bi- und unilateraler DJ unterschieden sich nicht für die Oberkörperinnenrotation ($p = ,888$), anteriore Beckenkipfung ($p = ,979$), Hüftflexion ($p = ,356$) sowie Knieflexion ($p = ,009$). Ähnliche Ausprägungen der Belastungscharakteristika konnten zwischen dem bilateralen DJ und der EBS für die Oberkörperflexion ($p = ,454$), anteriore Beckenkipfung ($p = ,013$) und Hüftabduktion ($p = ,015$) gefunden werden. Ebenso wie für das Hüftflexions- ($p = ,067$) und Knieflexionsmoment ($p = ,453$). Der unilaterale DJ unterschied sich von EBS in allen Variablen mit Ausnahme der Beckenrotation ($p = ,990$), Hüftabduktion ($p = ,096$), des Hüftabduktionsmoments ($p = ,610$) und der Knieabduktion ($p = ,373$) sowie des Knieabduktionsmoments ($p = ,371$). Die Variablen Hüftinnenrotation ($p = ,078$), Hüftflexionsmoment ($p = ,850$), Knieabduktion ($p = ,011$), Knieaußenrotation ($p = ,422$) und Knieflexionsmoment ($p = ,078$) sowie Knieabduktionsmoment ($p = ,124$) unterschieden sich nicht zwischen unilateralem DJ und SJ. Weiterhin ähnelten sich die unilaterale Landung und der SJ in den Variablen laterale Oberkörperneigung ($p = ,969$), Knieabduktion ($p = ,011$), Knieaußenrotation ($p = ,023$), Knieaußenrotationsmoment ($p = ,879$) und Knieabduktionsmoment ($p = ,028$). Daraus ergeben sich folgende Charakteristika zur Beschreibung der Belastungsstruktur verschiedener Bewegungsaufgaben:

- Bilaterale DJs sind gekennzeichnet durch geringe Knieabduktion und -außenrotation, geringes Knieabduktionsmoment und geringe Oberkörperauslenkungen.
- Unilaterale DJs sind gekennzeichnet durch moderate Knieabduktion und -außenrotation, aber relativ starkes Knieabduktionsmoment mit relativ starker lateraler Oberkörperneigung, moderater Oberkörperflexion bei geringer Oberkörperrotation.
- Unilaterale Landungen sind gekennzeichnet durch moderate Knieabduktion, aber starke Knieaußenrotation und relativ starkes Knieabduktionsmoment mit moderater lateraler Oberkörperneigung, relativ geringer Oberkörperflexion und -rotation.
- SJs sind gekennzeichnet durch relativ starke Knieabduktion, moderate Knieaußenrotation, starkes Knieabduktionsmoment, moderate laterale Oberkörperneigung, relativ starke Oberkörperflexion und -rotation.

Folglich ergab sich für die Parameter der Kniestabilität eine Erhöhung der Knieabduktion abhängig von der Bewegungsaufgabe: $DJ_BB < EBS < DJ_EB < SJ$. Dahingegen stieg das Knieabduktionsmoment wie folgt an: $DJ_BB < SJ < DJ_EB < EBS$. Die Knieaußenrotation erreichte den höchsten Wert bei EBS, gefolgt vom SJ und unilateralem DJ. Die geringste Knieaußenrotation zeigte der bilaterale DJ. Vergleicht man die laterale Oberkörperauslenkung zwischen den einzelnen Bewegungsaufgaben, erreichte der bilaterale DJ den geringsten Wert, gefolgt von EBS mit SJ, welche die gleiche Ausprägung zeigten. Den höchsten Wert wies der unilaterale DJ auf. Die Oberkörperflexion zeigte eine Erhöhung abhängig von der Bewegungsaufgabe: $EBS < DJ_BB < DJ_EB < SJ$. Die Oberkörperrotation zeigte die geringsten Werte für bi- und unilaterale DJs. Höhere Werte wurden beim EBS und SJ erreicht.

Die Hypothesen H_{1-1} und H_{2-1} werden beibehalten.

Auswirkung unterschiedlicher Sprungdistanzen auf biomechanische Indikatoren

Weiter wurden für alle vier Bewegungsaufgaben die Auswirkungen der drei Sprungdistanzen bzw. Fallhöhen auf die kinematischen und dynamischen Werte untersucht: niedrige Sprungdistanz (S), mittlere Sprungdistanz (M) und hohe Sprungdistanz (L). In den Abbildungen 28 bis 32 sind alle Variablen nach Sprungdistanz und Bewegungsaufgabe abgebildet.

Oberkörper. Für alle vertikalen Bewegungsaufgaben kam es zu einer signifikanten Verringerung der Oberkörperflexion mit zunehmender Sprunghöhe (DJ_BB: $p = ,009$; $\eta_p^2 = ,112$; DJ_EB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,573$; EBS: $p = ,003$; $\eta_p^2 = ,144$; Abb. 28). Dahingegen erhöhte sich die Oberkörperflexion bei SJs ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,390$). Die Oberkörperkontrolle in der Frontalebene veränderte sich bei unilateralen DJs und SJs (Abb. 29). Während es mit steigender Sprungdistanz bei den unilateralen DJs zu einer Verringerung der lateralen Oberkörperneigung kam ($p = ,003$; $\eta_p^2 = ,141$), erhöhte sich diese bei den SJs ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,218$). Folglich erklärte die Sprungdistanz 14 % und 22 % der Variabilität in der lateralen Oberkörperneigung, wobei man von einem starken Effekt nach Cohen (1988) in Bühner und Ziegler (2009) sprechen kann. Mit Ausnahme des bilateralen DJs ($p = ,437$), veränderte sich die Ausprägung der Oberkörperrotation mit Variation der Sprungdistanz (Abb. 30). Unilaterale DJs und EBS zeigten Unterschiede zwischen den Sprunghöhen S und L, sowie M und L (DJ_EB: $p = ,023$; $\eta_p^2 = ,086$; EBS: $p = ,001$; $\eta_p^2 = ,150$). Bei beiden Bewegungsaufgaben kam es zu einer leichten Erhöhung der Innenrotation, wobei der Körper bei den bilateralen DJs neutral ausgerichtet blieb. Während den SJs kam es zu einer Oberkörperrotation, die der neuen Bewegungsrichtung entgegengesetzt war. In diesem Fall bedeutete dies eine Außenrotation, die sich mit zunehmender Sprungdistanz ($p = ,010$; $\eta_p^2 = ,115$) verstärkte.

Kniegelenk. Die Sprungdistanz hatte einen Einfluss auf die Kniewinkel in Sagittal-, Frontal- und Transversalebene (KA_x, KA_y, KA_z) mit Ausnahme des bilateralen DJs (KA_x $p = ,521$; KA_y $p = ,304$; KA_z $p = ,743$). Bei vertikalen einbeinigen Sprüngen kam es zu einer reduzierten Knieflexion, -abduktion und -außenrotation (DJ_EB: KA_x $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,347$; KA_y $p = ,013$; $\eta_p^2 = ,098$; KA_z $p = ,949$; EBS: KA_x $p = ,002$; $\eta_p^2 = ,138$; KA_y $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,275$; KA_z $p = ,003$; $\eta_p^2 = ,130$). Die lateralen Sprünge wurden, einhergehend mit der erhöhten Sprungdistanz, mit höheren Knieflexions-, Abduktions- und Außenrotationswinkeln durchgeführt (KA_x $p = ,017$; $\eta_p^2 = ,096$, KA_y $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,227$; KA_z $p = ,001$; $\eta_p^2 = ,163$). Die Knieflexionsmomente stiegen mit Ausnahme der SJs bei allen Bewegungsaufgaben abhängig von der Sprunghöhe an (DJ_BB: $p = ,018$; $\eta_p^2 = ,095$; DJ_EB: $p = ,267$; $\eta_p^2 = ,031$; EBS: $p = ,015$; $\eta_p^2 = ,098$; Abb. 31). Weiterhin bewirkte die Veränderung der Sprungdistanz über alle vier Bewegungsaufgaben hinweg größere Knieabduktionsmomente und -außenrotationsmomente (DJ_BB: KM_y $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,231$; KM_z $p = ,021$; $\eta_p^2 = ,093$; DJ_EB: KM_y $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,362$; KM_z $p = ,025$; $\eta_p^2 = ,086$; EBS: KM_y $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,434$; KM_z $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,176$; SJ: KM_y $p = ,001$; $\eta_p^2 = ,153$; KM_z $p = ,157$).

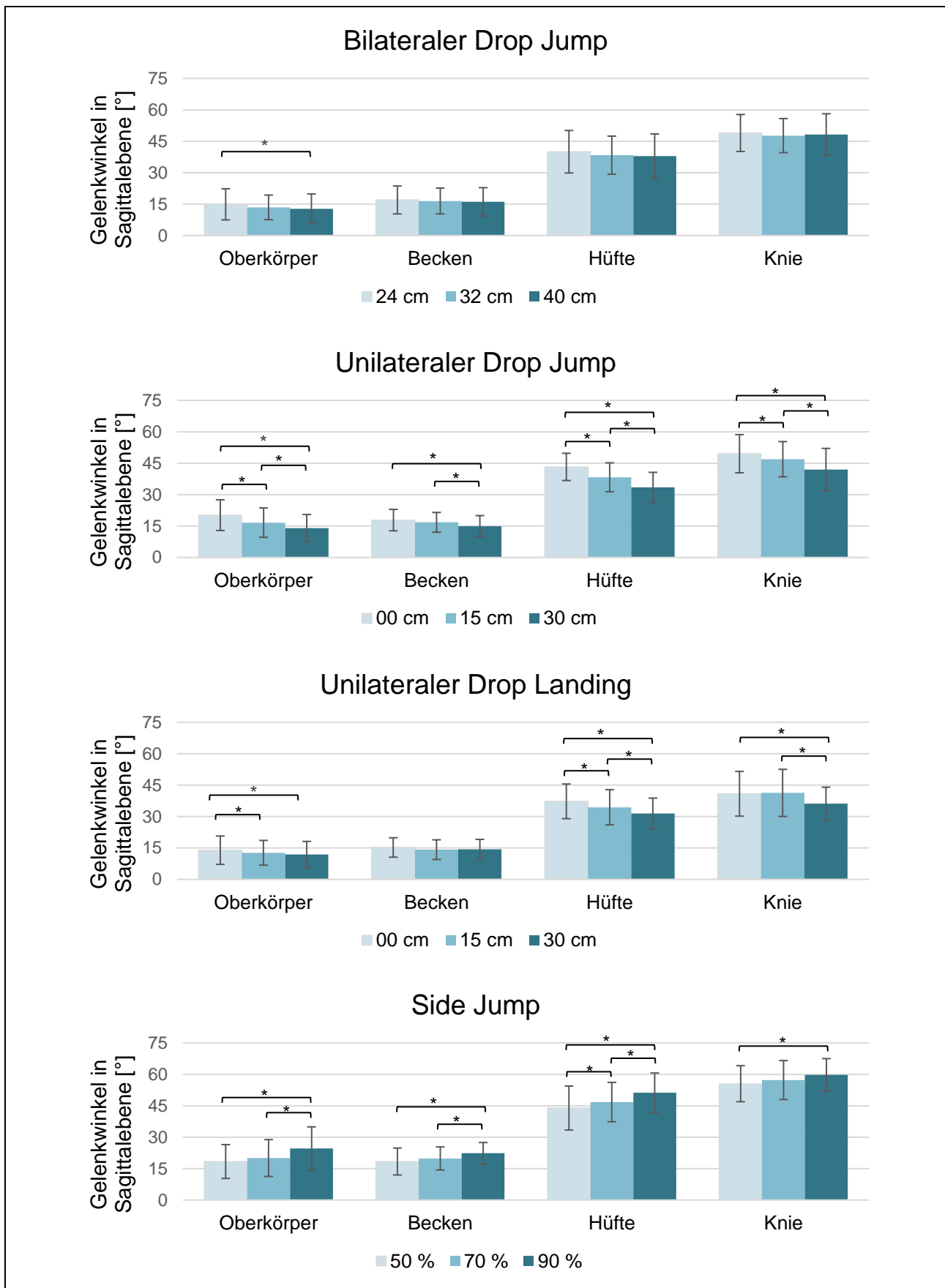


Abb. 28. Gelenkwinkel in Sagittalebene von Oberkörper, Becken, Hüfte und Knie bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$)

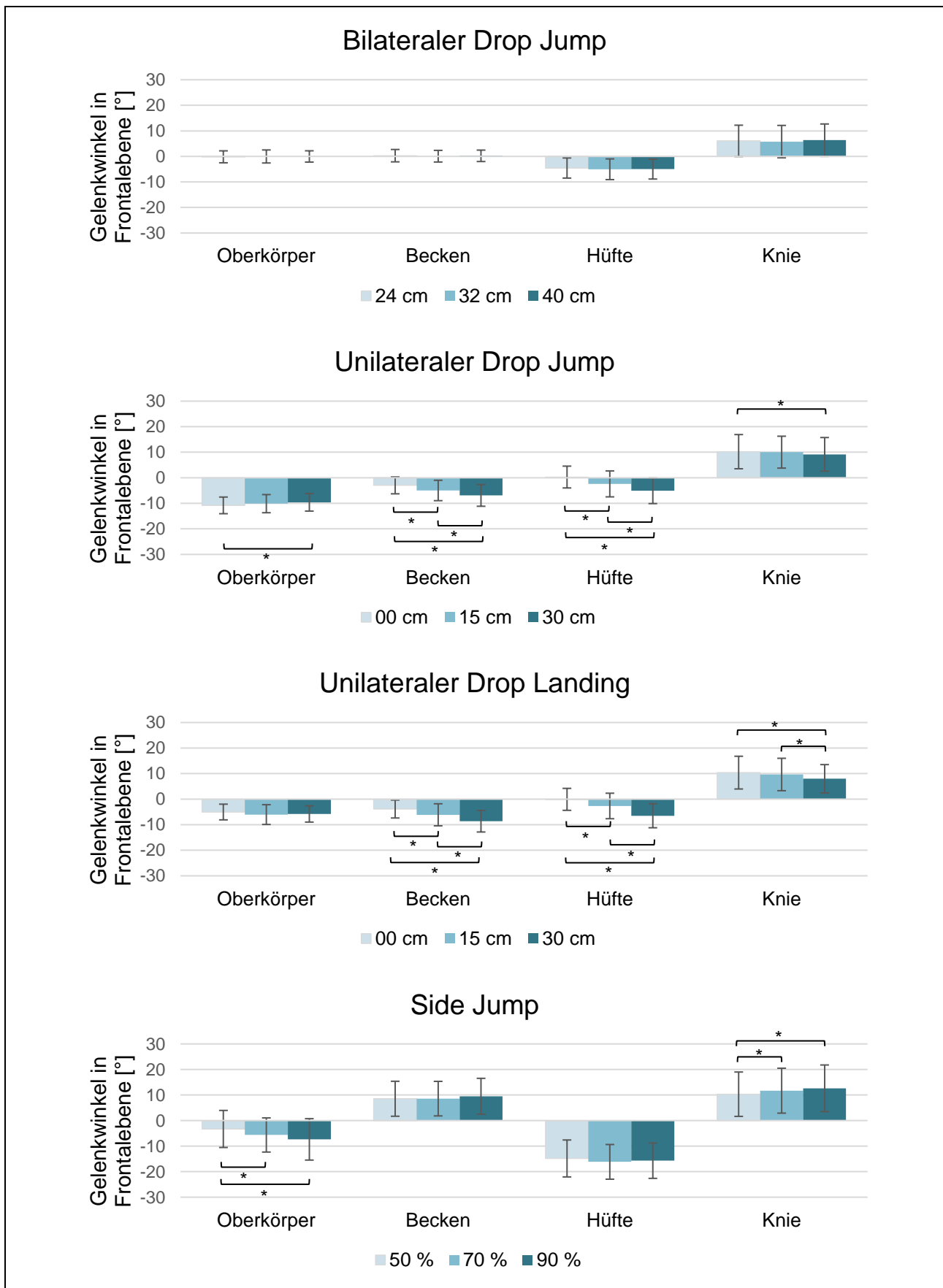


Abb. 29. Gelenkwinkel in Frontalebene von Oberkörper, Becken, Hüfte und Knie bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$)

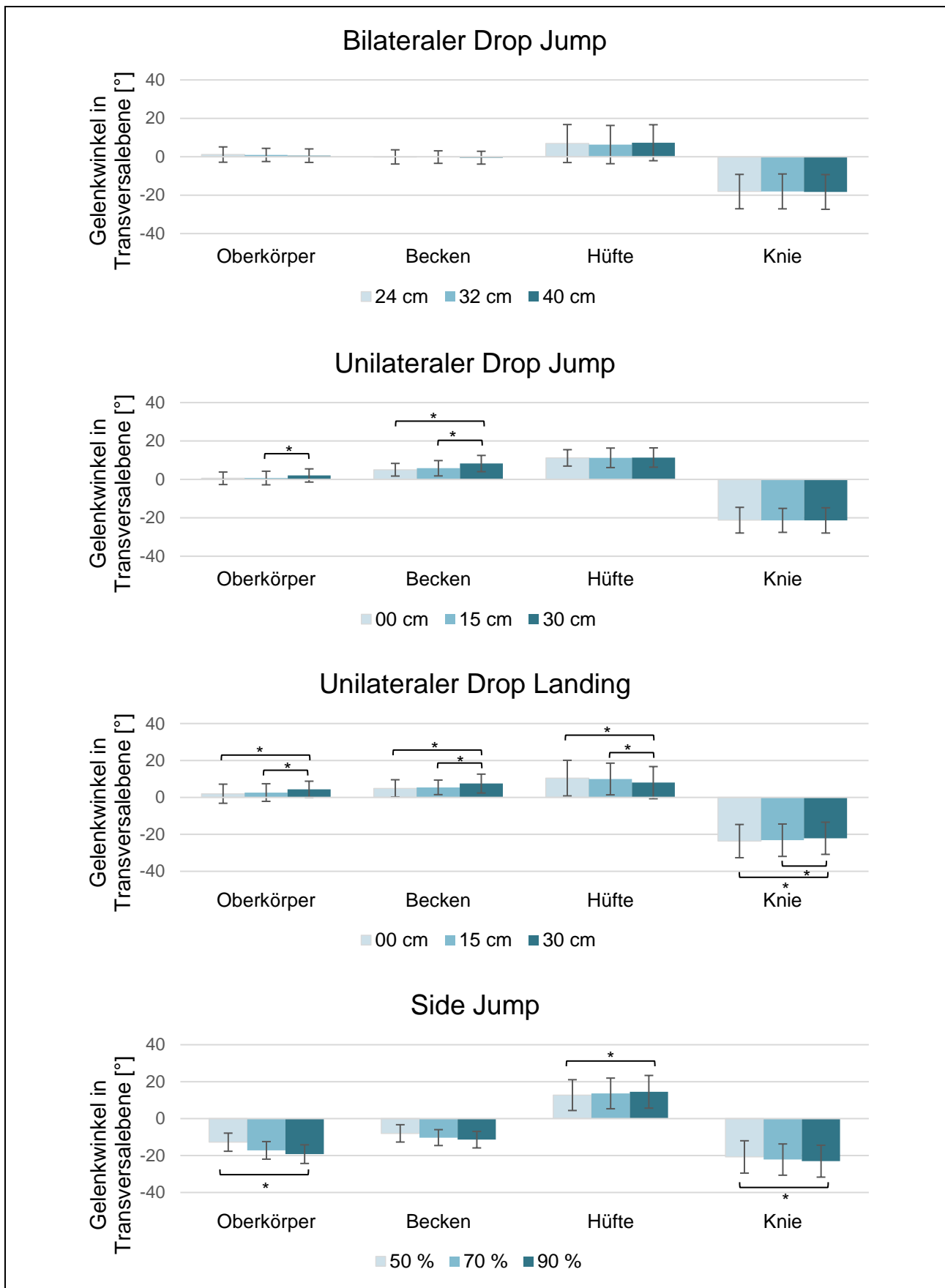


Abb. 30. Gelenkwinkel in Transversalebene von Oberkörper, Becken, Hüfte und Knie bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$)

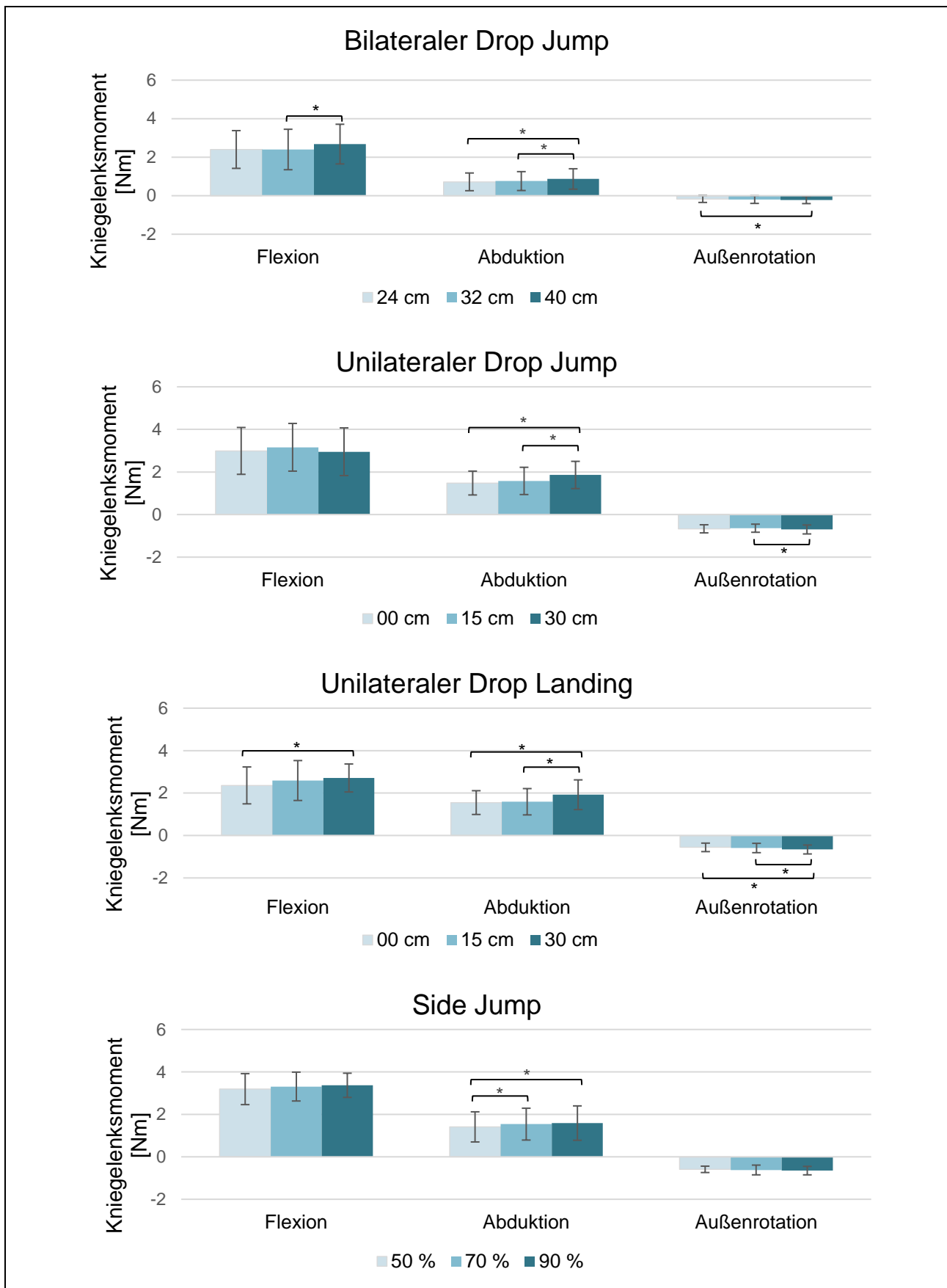


Abb. 31. Kniegelenksmomente in Sagittal-, Frontal- und Transversalebene bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq .016$)

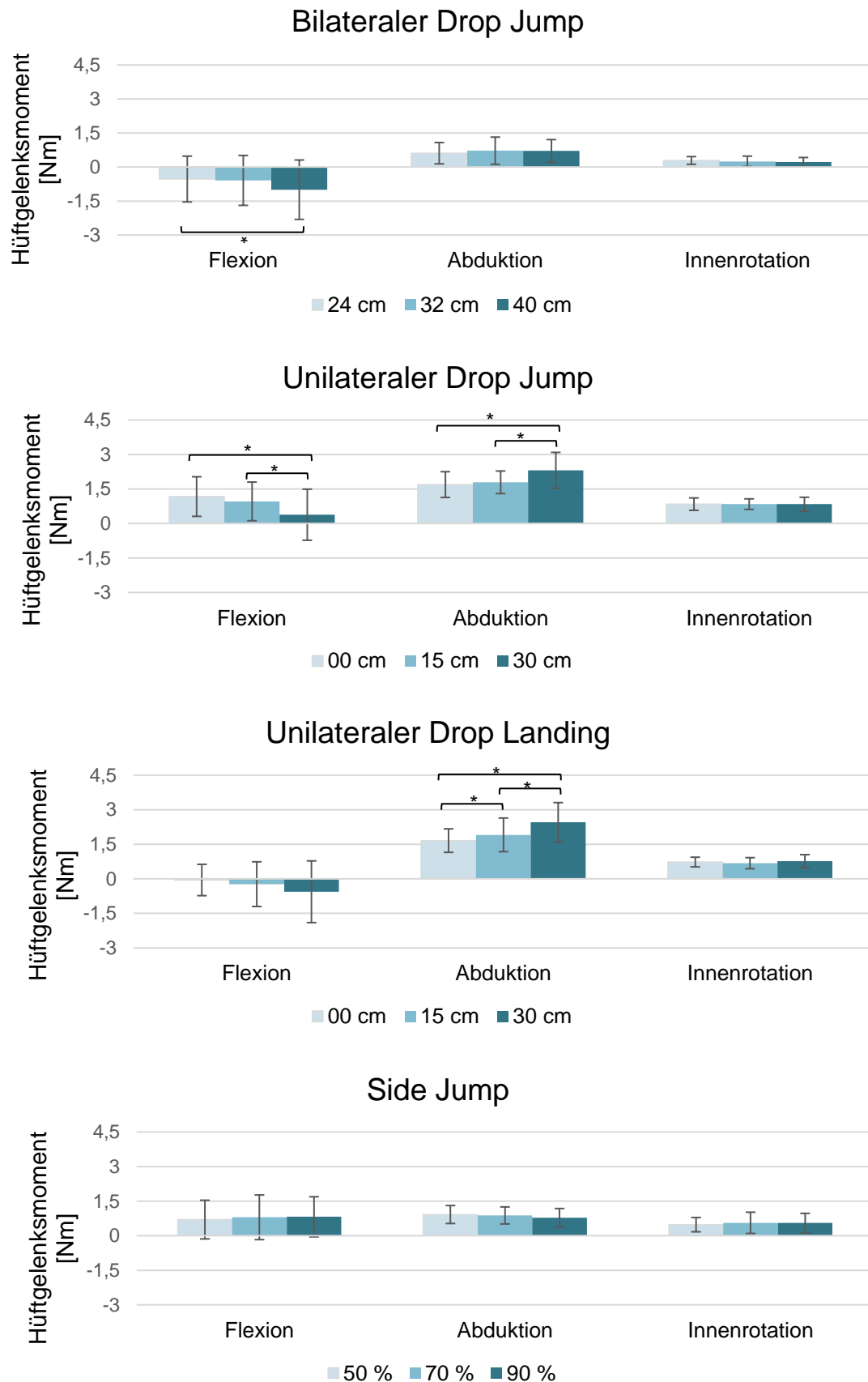


Abb. 32. Hüftgelenkmomente in Sagittal-, Frontal- und Transversalebene bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq .016$)

Becken und Hüftgelenk. Eine Variation der biomechanischen Belastungsstruktur durch die Sprungdistanz konnte beim bilateralen DJ weder für die Hüft- und Beckenwinkel noch für die Hüftmomente gefunden werden. Die Ausprägung der anterioren Beckenkippen (*pelvic tilt*) wurde beim unilateralen DJ geringer (DJ_EB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,314$), während es beim SJ zu größeren anterioren Beckenkippen (SJ: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,288$) kam. Auch wenn kein signifikanter Effekt der Sprungdistanz auf die anteriore Beckenkippen bei EBS beobachtet werden konnte ($p = ,067$), zeigte sich zwischen Sprungdistanz S und M ein signifikanter Unterschied ($p = ,024$). Das Absenken des Beckens zu einer Körperhälfte (*pelvic obliquity*), in diesem Fall nach links unten, wurde mit steigender Sprunghöhe bei unilateralem DJ ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,474$) und EBS ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,512$) ausgeprägter. Die Werte blieben für den bilateralen DJ ($p = ,216$) und den SJ ($p = ,374$) unverändert. Zudem blieb das Becken beim bilateralen DJ in der Transversalebene neutral und unbeeinflusst von der Sprungdistanz ($p = ,580$). Auch für den SJ, welcher zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments eine Beckenaußenrotation aufwies, konnte keine Veränderung festgestellt werden ($p = ,184$). Der unilaterale DJ wies ebenfalls eine Beckenposition in Außenrotation auf, welche mit steigender Sprungdistanz größer wurde ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,330$). Eine besondere Rolle nahmen die EBS ein, bei denen sich das Becken in einer Innenrotationsstellung befand, welche sich mit zunehmender Sprungdistanz vergrößerte ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,201$).

Weiterhin bewirkte die Variation der Absprunghöhe bzw. -weite eine Veränderung der Hüftwinkel in Sagittal- und Frontalebene für unilaterale DJs und EBS, wobei Hüftflexionswinkel abnahmen (DJ_EB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,654$; EBS: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,349$) und Hüftabduktionswinkel zunahmen (DJ_EB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,559$; EBS: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,724$). Für die SJs kam es zu signifikant größeren Hüftflexionswinkel ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,405$). Die Hüftabduktion blieb unverändert ($p = ,251$). Für die Hüftinnenrotation war eine Verringerung bei EBS ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,300$) und eine Erhöhung bei SJs ($p = ,036$; $\eta_p^2 = ,082$) zu beobachten. Bei der Betrachtung der Hüftmomente war eine Auswirkung der Sprungdistanz in Form reduzierter Hüftflexionsmomente bei unilateralen DJs ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,247$) erkennbar. In Abbildung 32 ist ersichtlich, dass signifikante Unterschiede zwischen den Sprungdistanzen S (00 cm) und L (30 cm) sowie M (15 cm) und L bestanden. Für die EBS ist ein Trend zu erhöhten Hüftextensionsmomenten erkennbar ($p = ,040$; $\eta_p^2 = ,076$), ein statistisch bedeutsamer Unterschied bestand jedoch nur zwischen Sprungdistanz S und L ($p = ,024$). Einhergehend mit der höheren Sprungdistanz stieg das Hüftabduktionsmoment bei unilateralen DJs ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,428$) und EBS ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,483$) an. Die Hüftrotationsmomente zeigten ähnliche Ausprägungen zwischen den Sprungdistanzen innerhalb jeder Bewegungsaufgabe. Eine Interaktion zwischen Bewegungsaufgabe und Sprungdistanz ist aufgrund der unterschiedlichen Abstufungen zwischen den Sprungdistanzen mit Vorsicht zu interpretieren. Für alle Variablen wurden statistisch bedeutsame Interaktionen gefunden mit Ausnahme des Knieflexionsmoments ($p = ,219$) und -rotationsmoments ($p = ,287$), der Beckenrotation ($p = ,012$), des Hüftabduktionsmoments ($p = ,038$) und des -rotationsmoments ($p = ,077$).

Tabelle 14 zeigt den Einfluss der Sprungdistanz auf die kinematischen und kinetischen Belastungsstrukturen und eine Übersicht zum Beibehalten der Hypothesen H₃₋₁ und H₄₋₁.

Tab. 14. Übersicht der Hypothese H_{3-1} für die Knie-, Hüft- und Oberkörperauslenkungen sowie der Hypothese H_{4-1} für die Knie- und Hüftodynamik innerhalb einer Bewegungsaufgabe (✓ H. beibehalten; (✓) Tendenz zum Beibehalten – H. wird verworfen; DJ = Drop Jump)

Kinematische und kinetische Parameter		Bilateraler DJ	Unilateraler DJ	Unilaterale Landung	Side Jump
Oberkörper	Flexion	✓	✓	✓	✓
	Lateralneigung	–	✓	–	✓
	Innenrotation	–	✓	✓	✓
Knie	Flexion	–	✓	✓	(✓)
	Abduktion	–	✓	✓	✓
	Außenrotation	–	–	✓	✓
Moment	Flexion	(✓)	–	✓	–
	Abduktion	✓	✓	✓	✓
	Außenrotation	(✓)	(✓)	✓	–
Becken	Anteriore Kippung	–	✓	–	✓
	Laterale Kippung	–	✓	✓	–
	Innenrotation	–	✓	✓	–
Hüfte	Flexion	–	✓	✓	✓
	Abduktion	–	✓	✓	–
	Innenrotation	–	–	✓	(✓)
Momente	Flexion	–	✓	–	–
	Abduktion	–	✓	✓	–
	Innenrotation	–	–	–	–

Sprungleistung

Die Sprungleistung wurde am bi- und unilateralen DJ in Form der Sprunghöhe (SH) in Meter [m] und als Sprungindex (SI) als Flughöhe (in m) pro Stützzeit (in s) erfasst. Die Sprungleistung zeigte einen Unterschied abhängig von der Bewegungsaufgabe (Tab. 15). Die Sprungleistung war beim unilateralen DJ im Vergleich zur bilateralen Ausführung geringer. Ferner konnte ein Effekt der Sprungdistanz auf die Sprunghöhe (DJ_BB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,203$; DJ_EB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,117$) sowie für den Sprungindex (DJ_BB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,322$; DJ_EB: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,216$) nachgewiesen werden (Abb. 33). Die Hypothese H_{5-1} konnte demnach beibehalten werden. Eine signifikante Interaktion bestand zwischen der Bewegungsaufgabe und der Sprungdistanz (SH $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,297$; SI $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,392$). Während die Sprunghöhe bei bilateralen DJs mit steigender Sprungdistanz anstieg, kam es beim unilateralen DJ zu einem leichten Leistungsabfall (Abb. 33). Dieser Trend spiegelte sich im Sprungindex wider.

Tab. 15. Ausprägung der Sprungleistung mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben (Werte gemittelt für Fallhöhen; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)

	Bilateraler DJ				Unilateraler DJ				η_p^2
	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	
Sprunghöhe [m]	0,25	0,0	0,2	0,3	0,13	0,0	0,1	0,1	,917*
Sprungindex [m/s]	1,1	0,0	1,0	1,2	0,4	0,0	0,4	0,5	,895*

* $p \leq ,001$

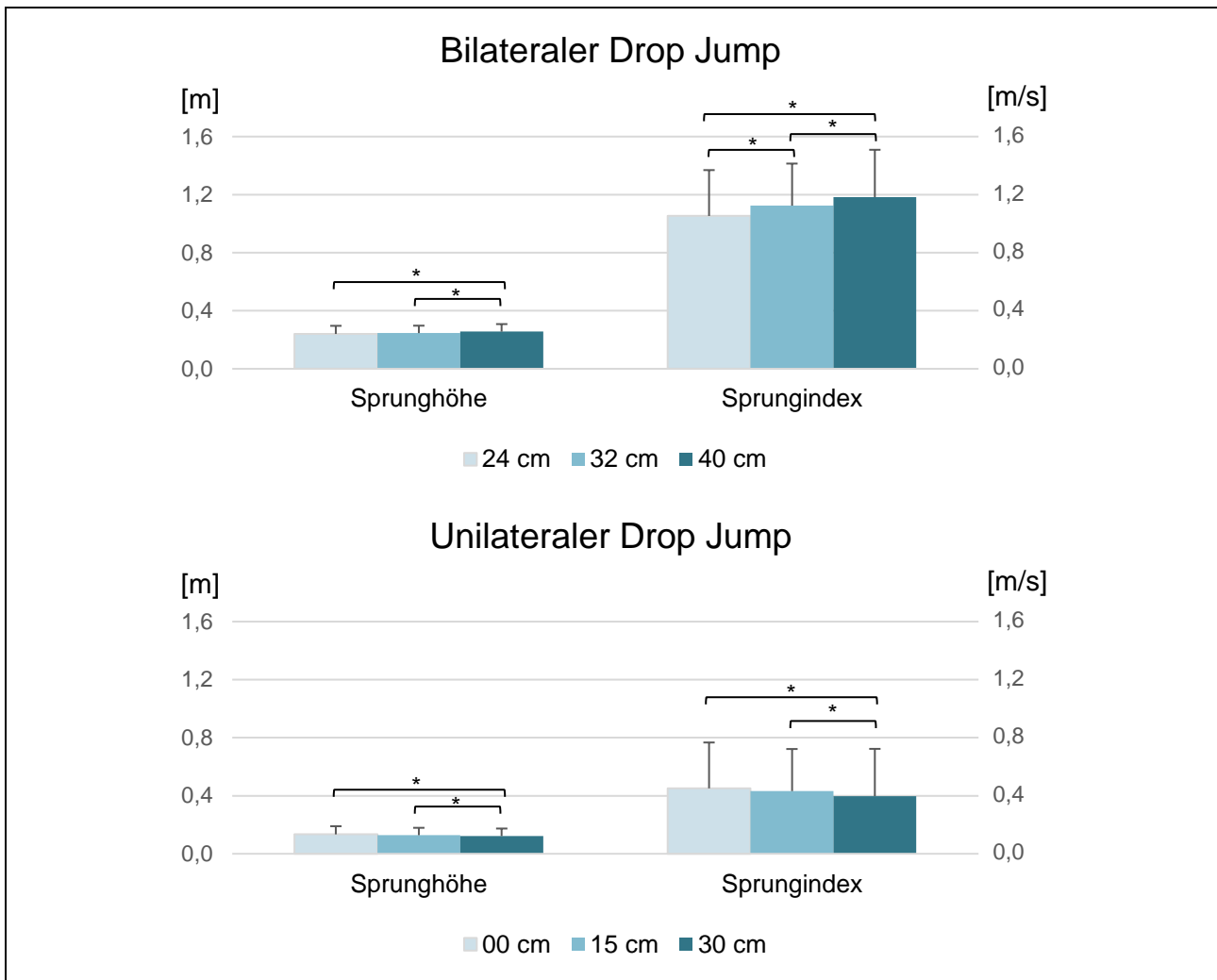


Abb. 33. Sprungleistung für bi- und unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$)

Neuromuskuläre Aktivierung im Oberkörper: Ko-Kontraktion

Die Ko-Kontraktion von M. erector spinae und M. rectus abdominis, die im zweiten Forschungsgegenstand hinsichtlich der Oberkörper- und Kniegelenksstabilität untersucht wurde, zeigte für alle Bewegungsaufgaben und Belastungsstufen eine relativ höhere Akti-

vierung des M. erector spinae im Vergleich zum M. rectus abdominis. Das Aktivierungsverhältnis unterschied sich jedoch zwischen den Bewegungsaufgaben (Tab. 16). Ähnliche Ko-Kontraktionswerte zeigten bilaterale DJs und EBS ($p = ,989$) sowie unilaterale DJs und SJs ($p = ,814$). Der Wert bzw. Quotient 0 drückt eine gleichgewichtige Ko-Kontraktion aus. Je höher der Quotient, desto stärker war die Aktivierung relativ rückenstrecker-betont. Dies traf für die Bewegungsaufgaben bilateraler DJ und unilaterale Landung zu. Für den unilateralen DJ und den seitlichen Sprung fanden sich die geringsten Quotienten, dementsprechend geringer war die Aktivierung relativ rückenstrecker-betont.

Tab. 16. Ausprägung der Ko-Kontraktion mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)

	Ko-Kontraktion				η_p^2
	MW	SE	95 % KI UG	OG	
Bilateraler Drop Jump	4,1	0,5	3,0	5,1	,188*
Unilateraler Drop Jump	2,6	0,4	1,8	3,4	
Unilaterale Landung	4,1	0,7	2,7	5,4	
Side Jump	2,5	0,3	1,8	3,2	

* $p \leq ,001$

Die Sprungdistanz zeigte einen Effekt auf die Ausprägung der Ko-Kontraktion beim bilateralen DJ ($p = ,009$; $\eta_p^2 = ,124$), wobei sich die Werte zwischen niedriger und hoher ($p = ,008$) sowie mittlerer und hoher Sprungdistanz ($p = ,015$) unterschieden (Abb. 34). Keine Veränderung konnten bei EBS ($p = ,023$; $\eta_p^2 = ,105$), unilateralem DJ ($p = ,079$) und dem SJ ($p = ,093$) festgestellt werden. Abbildung 34 zeigt die Ko-Kontraktionswerte der unterschiedlichen Sprung- und Landungsaufgaben von verschiedenen Sprungdistanzen. Die Interaktion zwischen Bewegungsaufgabe und Sprungdistanz schien ebenfalls statistisch bedeutsame Unterschiede im Ko-Kontraktionsquotienten hervorzurufen ($p = ,001$ $\eta_p^2 = ,138$). Die Hypothese H₆₋₁ konnte zum Teil bestätigt werden. Es ist ein Effekt der Bewegungsaufgabe auf die Ko-Kontraktion gegeben. Die Sprungdistanz hatte lediglich beim bilateralen DJ einen Effekt und zeigte für die EBS einen Trend.

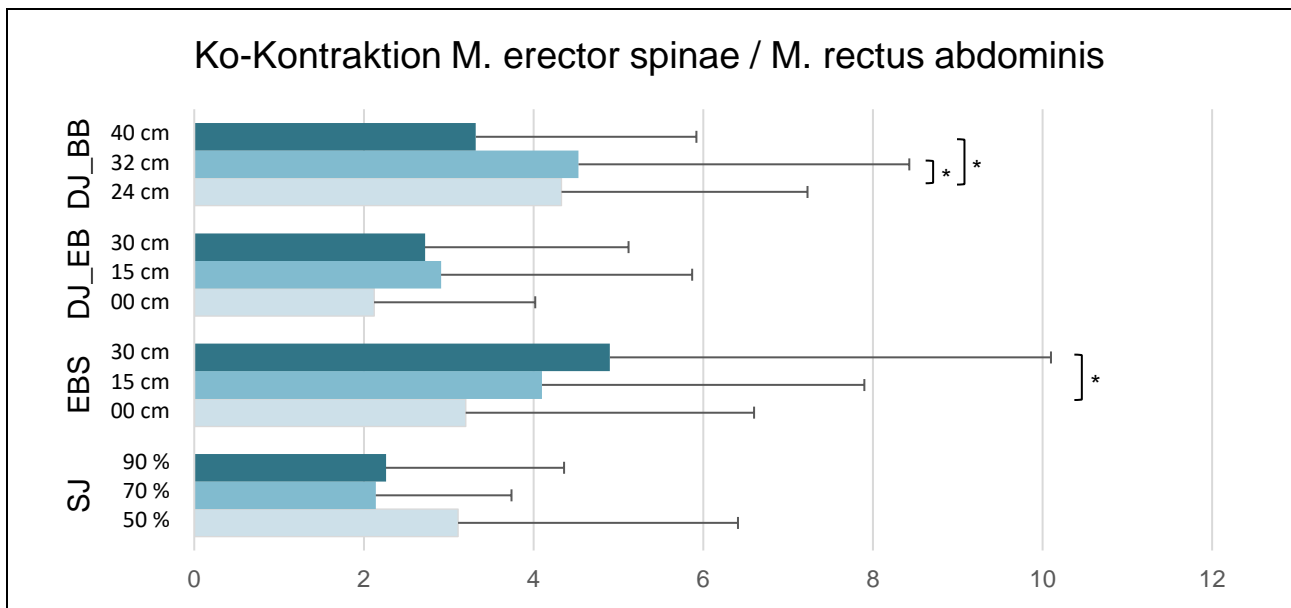


Abb. 34. Ko-Kontraktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten (DJ_BB = bilateraler Drop Jump; DJ_EB = unilateraler Drop Jump; EBS = unilaterale Landung, SJ = Side Jump; MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,016$)

Zusammenfassung

Die Bewegungsaufgabe hatte einen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren, die Sprungleistung und Ko-Kontraktion.

- Bilaterale DJs sind gekennzeichnet durch geringe Knieabduktion und -außenrotation, geringes Knieabduktionsmoment und geringe Oberkörperauslenkungen.
- Unilaterale DJs sind gekennzeichnet durch moderate Knieabduktion und -außenrotation, aber relativ starkes Knieabduktionsmoment mit relativ starker lateraler Oberkörperneigung, moderater Oberkörperflexion bei geringer Oberkörperrotation.
- Unilaterale Landungen sind gekennzeichnet durch moderate Knieabduktion, aber starke Knieaußenrotation und relativ starkes Knieabduktionsmoment mit moderater lateraler Oberkörperneigung, relativ geringer Oberkörperflexion und -rotation.
- SJs sind gekennzeichnet durch relativ starke Knieabduktion, moderate Knieaußenrotation, starkes Knieabduktionsmoment, moderate laterale Oberkörperneigung, relativ starke Oberkörperflexion -rotation.
- Beim bilateralen DJ konnte eine höhere Sprungleistung im Vergleich zum unilateralen DJ erzielt werden.
- Die Ko-Kontraktion war bei den bilateralen DJs und EBS am geringsten bzw. zeigte eine relative rückenstrecker-betonte Aktivität.
- Die Ko-Kontraktion war bei den unilateralen DJs und SJs am höchsten bzw. zeigte eine gleichgewichtige Aktivität von M. erector spinae und M. rectus abdominis.

Die Sprungdistanz hatte einen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren und die Sprungleistung, jedoch nicht auf die Ko-Kontraktion.

- Bei bilateralen DJs nahm das Knieabduktionsmoment mit steigender Fallhöhe zu.
- Bei unilateralen DJs verringerte sich die laterale Oberkörperneigung und Knieabduktion mit steigender Fallhöhe, wohingegen das Knieabduktionsmoment stieg.
- Bei unilateralen Landungen sanken die Knieabduktion und -rotation mit zunehmender Fallhöhe, während das Knieabduktionsmoment stieg.
- Bei SJs erhöhte sich die laterale Oberkörperneigung, Knieabduktion, -außenrotation und das Knieabduktionsmoment.
- Die Sprungleistung sank bei bilateralen und stieg bei unilateralen DJs mit steigender Fallhöhe.
- Beim bilateralen DJ sank die Ko-Kontraktion bzw. erhöhte sich die relative rückenstrecker-betonte Aktivität zunächst von niedriger zu mittlerer Fallhöhe, erhöhte sich jedoch für die höchste Falldistanz mit höherer gleichgewichtiger Aktivität von M. erector spinae und M. rectus abdominis.
- Die Fallhöhen führten bei den EBS zu einer Reduktion der Ko-Kontraktion bzw. höheren relativen rückenstrecker-betonten Aktivität von niedriger zu hoher Fallhöhe.

5.1.3 Variation zwischen verschiedenen Untergrundbedingungen (stabil / instabil)

Um den Einfluss eines instabilen Untergrundes auf die biomechanischen Indikatoren, die Sprungleistung und Ko-Kontraktion zu untersuchen, wurden die unilateralen DJs und Landungen mit und ohne Airexmatte durchgeführt. Im Vergleich zu bilateralen DJs waren diese Bewegungsaufgaben aufgrund des Verletzungsprofils von größerem Interesse. Auf eine Ausführung bei den SJs wurde aufgrund der damit voraussichtlich einhergehenden Verletzungsgefahr verzichtet. Die Ergebnisse zeigen, dass die Airexmatte als instabiler Untergrund nur zu wenigen, signifikanten Veränderungen in den kinematischen und kinetischen Parametern führen konnte (*Tab. 17*). Die Tabellen 18 und 19 zeigen die Werte unter Berücksichtigung der Fallhöhen, wobei tendenzielle Effekte der Untergrundbedingung und Interaktionseffekte von der Untergrundbedingung mit der Fallhöhe gekennzeichnet sind.

Unilaterale DJs. Die Kniekinematik blieb bei unilateralen DJs nahezu unverändert, lediglich die Knieflexion zeigte einen Trend ($p = ,034$; $\eta_p^2 = ,146$), wobei die Flexion auf instabilem Untergrund größer wurde (*Tab. 18*). Die Kniemomente wurden in Sagittal- und Transversalebene signifikant vom Untergrund beeinflusst. Dabei fielen das Knieflexionsmoment ($p = ,001$; $\eta_p^2 = ,325$) um 0,6 Nm/kg höher und das Knieaußenrotationsmoment ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,378$) um 0,2 Nm/kg geringer aus (*Tab. 17*). Das Knieabduktionsmoment wies eine Tendenz auf ($p = ,020$; $\eta_p^2 = ,172$) und war geringer, wenn es auf instabilem Untergrund ausgeführt worden ist. Weiterhin konnte ein Effekt der Untergrundbedingung auf das Hüftabduktionsmoment festgestellt werden ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,511$), welches, auf instabilem Untergrund ausgeführt, um 0,5 Nm/kg geringer wurde (*Tab. 18*). Auch beim Hüftinnenrotationsmoment war ein Effekt der Untergrundbedingung nachweisbar ($p = ,003$; $\eta_p^2 = ,265$), wobei

die Ausprägung durch den instabilen Untergrund um 0,2 Nm/kg geringer wurde. Zudem waren Tendenzen für die Hüftflexion ($p = ,032$; $\eta_p^2 = ,150$) und das Hüftflexionsmoment ($p = ,003$; $\eta_p^2 = ,265$) mit einem Anstieg der Ausprägung auf instabilem Untergrund erkennbar.

Für die Hüftabduktion konnte ein Interaktionseffekt der Untergrundbedingung mit der Sprungdistanz beobachtet werden ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,224$; *Tab. 18*). Mit Zunahme der Sprungdistanz wurde die Hüftabduktion ausgeprägter. Bei Durchführung der unilateralen DJs von niedriger und mittlerer Sprungdistanz wurden höhere Hüftabduktionen in der instabilen Bedingung erreicht. Von der hohen Sprungdistanz konnten höhere Ausprägungen der Hüftabduktion für die stabile Bedingung gefunden werden. Weiterhin konnte für die laterale Beckenkipfung ein tendenzieller Interaktionseffekt gefunden werden ($p = ,015$; $\eta_p^2 = ,134$). Wie aus Tabelle 18 hervorgeht, wird die Beckenkipfung mit steigender Fallhöhe größer. Für die Sprungdistanz S war die Beckenkipfung beim unilateralen DJ auf instabilem Untergrund größer, was sich für die Sprungdistanzen M und L umkehrte. Es gab keine Interaktionseffekte der Untergrundbedingung mit dem Geschlecht oder der Sportart.

Unilaterale Landung. Für die unilaterale Landung zeigten sich mit Ausnahme des Hüftabduktions- und des Knierotationsmoments zwischen den Untergrundbedingungen keine signifikanten Haupteffekte (*Tab. 17*). Das Hüftabduktionsmoment ($p = ,001$; $\eta_p^2 = ,360$) sowie das Knieaußenrotationsmoment ($p = ,002$; $\eta_p^2 = ,313$) wiesen auf instabilem Untergrund geringere Werte auf. Das Hüftabduktionsmoment fiel auf instabilem Untergrund um 0,6 Nm/kg und das Knieaußenrotationsmoment um 0,1 Nm/kg geringer aus. Tendenzen eines Effekts der Untergrundbedingung auf die Gelenkmomente konnten weiterhin für das Hüftinnenrotationsmoment ($p = ,011$; $\eta_p^2 = ,231$), das Knieflexionsmoment ($p = ,013$; $\eta_p^2 = ,209$) und -abduktionsmoment ($p = ,018$; $\eta_p^2 = ,190$) gefunden werden (*Tab. 19*). Auf instabilem Untergrund traten geringere Hüftrotations- und Knieabduktionsmomente sowie erhöhte Knieflexionsmomente auf. Weitere Tendenzen konnten für die kinematischen Parameter gefunden werden: Die Knieaußenrotation war tendenziell geringer auf instabilem Untergrund ($p = ,013$; $\eta_p^2 = ,213$), die Hüftflexion ($p = ,018$; $\eta_p^2 = ,205$) und die Oberkörperflexion ($p = ,015$; $\eta_p^2 = ,201$) waren hingegen höher ausgeprägt (*Tab. 19*).

Tab. 17. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei unilateralen Drop Jumps und Landungen auf stabilem und instabilem Untergrund (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])

		Unilateraler Drop Jump									Unilaterale Landung								
		stabil				instabil				η_p^2	stabil				instabil				
		MW	SE	95 % KI		MW	SE	95 % KI				MW	SE	95 % KI		MW	SE	95 % KI	
				UG	OG			UG	OG				UG	OG			UG	OG	
Oberkörper	Flexion	16,2	1,2	13,8	18,6	17,8	1,2	15,3	20,2	,118	12,2	1,0	10,0	14,3	14,0	1,2	11,6	16,5	,201
	Lateralneigung	-10,9	0,6	-12,2	-9,7	-11,1	0,7	-12,5	-9,7	,006	-5,9	0,7	-7,2	-4,5	-6,5	0,7	-8,0	-5,1	,076
	Innenrotation	1,7	1,0	-0,4	3,8	2,5	0,9	0,7	4,3	,042	3,9	0,8	2,2	5,6	4,2	0,7	2,8	5,7	,010
Becken	Anteriore Kippung	17,9	0,9	16,0	19,8	17,6	1,0	15,7	19,6	,012	15,3	1,0	13,3	17,3	16,5	1,0	14,5	18,5	,136
	Laterale Kippung	-4,9	0,8	-6,5	-3,4	-4,9	0,7	-6,3	-3,5	,000	-6,1	0,9	-7,8	-4,3	-5,7	0,9	-7,5	-3,9	,026
	Innenrotation	7,5	0,8	5,8	9,2	7,4	0,9	5,5	9,2	,002	7,0	0,8	5,3	8,6	6,1	0,9	4,3	7,9	,098
Hüfte	Flexion	39,2	1,4	36,3	42,0	41,2	1,3	38,5	43,9	,150	34,2	1,5	31,2	37,3	37,1	1,4	34,1	40,0	,205
	Abduktion	-2,9	0,9	-4,8	-1,0	-2,8	0,8	-4,3	-1,2	,002	-2,9	1,0	-4,9	-0,8	-2,2	1,2	-4,5	0,2	,042
	Innenrotation	13,3	1,5	10,2	16,3	13,1	1,3	10,4	15,8	,001	9,9	2,1	5,6	14,1	10,4	2,1	6,2	14,6	,008
Moment	Flexion	0,9	0,2	0,6	1,2	1,3	0,1	1,0	1,5	,198	-0,1	0,2	-0,4	0,3	0,3	0,1	0,1	0,5	,111
	Abduktion	1,9	0,1	1,7	2,2	1,4	0,1	1,1	1,6	,511*	2,0	0,1	1,7	2,2	1,4	0,1	1,2	1,6	,360*
	Innenrotation	0,9	0,1	0,8	1,0	0,7	0,0	0,6	0,8	,265*	0,8	0,1	0,7	0,9	0,7	0,0	0,6	0,7	,231
Knie	Flexion	46,0	1,9	42,1	49,8	48,7	1,6	45,4	51,9	,146	39,3	2,0	35,3	43,3	42,3	1,9	38,4	46,1	,121
	Abduktion	11,0	1,4	8,2	13,8	11,0	1,4	8,3	13,8	,000	9,8	1,4	7,1	12,6	10,3	1,3	7,6	12,9	,017
	Außenrotation	-21,4	1,8	-25,2	-17,7	-20,7	1,7	-24,2	-17,2	,070	-23,3	2,1	-27,6	-19,0	-21,6	1,9	-25,6	-17,6	,213
Moment	Flexion	3,0	0,2	2,6	3,4	3,6	0,2	3,3	3,9	,325*	2,6	0,2	2,2	2,9	3,0	0,2	2,7	3,4	,209
	Abduktion	1,7	0,1	1,5	1,9	1,5	0,1	1,3	1,8	,172	1,7	0,1	1,5	2,0	1,5	0,1	1,3	1,7	,190
	Außenrotation	-0,7	0,0	-0,7	-0,6	-0,5	0,0	-0,6	-0,5	,378*	-0,6	0,0	-0,7	-0,5	-0,5	0,0	-0,6	-0,4	,313*

* $p < ,004$

Tab. 18. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren bei unilateralen Drop Jumps von drei Fallhöhen auf stabilem und instabilem Untergrund (MW \pm SD gemittelt für Gesamtstichprobe; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])

		Unilateraler Drop Jump						
		stabil			instabil			
		00 cm	15 cm	30 cm	00 cm	15 cm	30 cm	
Oberkörper								
Flexion		19,64 ± 6,40	16,20 ± 5,70	13,32 ± 4,97	20,55 ± 5,68	17,81 ± 5,41	15,39 ± 6,01	
Lateralneigung		-11,13 ± 3,07	-10,69 ± 2,96	-10,12 ± 2,97	-11,34 ± 3,85	-10,85 ± 3,26	-9,97 ± 3,04	
Innenrotation		0,99 ± 5,39	0,33 ± 4,84	1,75 ± 5,42	1,93 ± 4,56	2,05 ± 4,89	3,62 ± 5,10	
Becken								
Anteriore Kippung		18,13 ± 5,10	17,06 ± 4,53	15,38 ± 5,05	17,66 ± 4,89	16,93 ± 4,72	15,26 ± 5,44	
Laterale Kippung		-3,01 ± 3,47	-5,39 ± 3,81	-7,30 ± 4,16	-3,85 ± 4,19	-5,24 ± 4,65	-6,41 ± 4,15	~
Innenrotation		6,07 ± 4,37	6,35 ± 4,05	8,92 ± 4,18	6,66 ± 3,92	7,11 ± 4,22	8,99 ± 4,86	
Hüfte								
Flexion		43,54 ± 7,12	38,34 ± 7,34	33,58 ± 7,09	44,43 ± 7,19	41,11 ± 6,42	35,96 ± 7,73	*
Abduktion		-,06 ± 4,48	-2,75 ± 4,83	-5,61 ± 5,00	-1,32 ± 4,56	-3,00 ± 3,80	-4,60 ± 4,96	~
Innenrotation		0,87 ± 0,27	0,84 ± 0,23	0,85 ± 0,32	0,67 ± 0,22	0,77 ± 0,20	0,76 ± 0,26	
Moment								
Flexion		1,31 ± 0,87	1,03 ± 0,90	0,46 ± 1,19	1,50 ± 0,69	1,52 ± 0,62	1,13 ± 0,76	*
Abduktion		1,72 ± 0,60	1,84 ± 0,51	2,34 ± 0,76	1,26 ± 0,45	1,38 ± ,48	1,59 ± 0,58	*
Innenrotation		12,37 ± 6,57	12,40 ± 6,67	12,32 ± 7,54	13,03 ± 6,43	12,30 ± 6,14	12,69 ± 6,41	*
Knie								
Flexion		50,09 ± 9,57	47,19 ± 8,93	42,09 ± 10,48	52,59 ± 7,61	50,16 ± 7,43	44,73 ± 8,61	*
Abduktion		10,72 ± 6,89	10,63 ± 6,38	9,39 ± 6,89	11,25 ± 6,73	10,98 ± 6,53	10,06 ± 6,71	
Außenrotation		-22,29 ± 8,33	-22,69 ± 7,69	-22,41 ± 8,54	-21,84 ± 7,91	-22,16 ± 7,58	-21,65 ± 8,10	
Moment								
Flexion		3,04 ± 1,05	3,16 ± 1,06	2,97 ± 1,13	3,60 ± 0,92	3,90 ± 0,74	3,81 ± 0,97	*
Abduktion		1,52 ± 0,56	1,62 ± 0,60	1,89 ± 0,62	1,43 ± 0,60	1,54 ± 0,67	1,62 ± 0,72	*
Außenrotation		-0,69 ± ,019	-0,67 ± 0,18	-0,72 ± 0,19	-0,58 ± 0,21	-0,57 ± 0,22	-0,54 ± 0,22	*

$p \leq ,05$

* sign. Effekt des Untergrundes

~ Interaktionseffekt Untergrund*Sprungdistanz

Tab. 19. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren bei unilateralen Landungen von drei Fallhöhen auf stabilem und instabilem Untergrund (MW \pm SD gemittelt für Gesamtstichprobe; Winkel in $^{\circ}$; Momente in [Nm/kg])

	Unilaterale Landung						
	stabil			instabil			
	00 cm	15 cm	30 cm	00 cm	15 cm	30 cm	
Oberkörper							
Flexion	13,34 ± 5,92	11,87 ± 4,44	10,45 ± 4,38	15,78 ± 5,54	12,93 ± 5,20	12,58 ± 5,83	*
Lateralneigung	-4,97 ± 3,05	-6,81 ± 3,45	-6,17 ± 3,05	-6,94 ± 3,44	-6,56 ± 3,54	-5,80 ± 3,51	~
Innenrotation	2,57 ± 4,85	2,11 ± 4,24	4,51 ± 3,66	2,37 ± 3,81	3,58 ± 4,05	5,26 ± 4,03	
Becken							
Anteriore Kippung	15,19 ± 4,81	14,46 ± 4,79	14,34 ± 4,99	16,69 ± 4,55	15,51 ± 4,61	15,01 ± 5,59	
Laterale Kippung	-3,84 ± 3,60	-6,85 ± 4,29	-9,42 ± 4,11	-4,55 ± 3,75	-6,29 ± 4,07	-8,20 ± 4,61	
Innenrotation	5,74 ± 3,90	5,60 ± 3,75	8,65 ± 4,16	5,24 ± 3,81	6,23 ± 5,49	7,51 ± 4,56	~
Hüfte							
Flexion	37,60 ± 6,52	34,74 ± 7,27	31,04 ± 6,68	40,18 ± 6,64	36,76 ± 6,56	33,35 ± 7,92	*
Abduktion	-0,05 ± 4,33	-2,75 ± 5,18	-7,25 ± 4,59	-0,52 ± 4,65	-2,93 ± 5,46	-5,09 ± 6,54	~
Innenrotation	10,57 ± 9,58	10,18 ± 8,67	7,55 ± 9,20	10,45 ± 9,52	9,81 ± 8,90	9,64 ± 8,68	~
Moment							
Flexion	0,16 ± 0,51	-0,25 ± 1,09	-0,51 ± 1,46	0,36 ± 0,42	0,36 ± 0,55	0,31 ± 0,70	
Abduktion	1,65 ± 0,44	1,94 ± 0,78	2,57 ± 0,86	1,24 ± 0,33	1,48 ± 0,46	1,72 ± 0,64	*, ~
Innenrotation	0,75 ± 0,20	0,68 ± 0,28	0,78 ± 0,31	0,58 ± 0,17	0,66 ± 0,18	0,70 ± 0,29	*
Knie							
Flexion	42,37 ± 10,71	42,02 ± 11,80	35,81 ± 7,77	44,26 ± 11,25	43,09 ± 9,64	39,32 ± 10,32	
Abduktion	10,68 ± 6,50	9,57 ± 6,14	7,67 ± 5,60	10,19 ± 5,83	9,73 ± 6,13	9,20 ± 5,23	
Außenrotation	-24,47 ± 8,82	-24,34 ± 8,75	-23,10 ± 8,90	-22,84 ± 8,35	-22,16 ± 8,54	-22,33 ± 7,75	*
Moment							
Flexion	2,45 ± 0,88	2,72 ± 0,99	2,78 ± 0,62	2,85 ± 0,91	3,14 ± 0,81	3,29 ± 0,87	*
Abduktion	1,58 ± 0,57	1,61 ± 0,62	1,97 ± 0,74	1,35 ± 0,49	1,50 ± 0,54	1,74 ± 0,55	*
Außenrotation	-0,60 ± 0,19	-0,61 ± 0,23	-0,69 ± 0,20	-0,51 ± 0,19	-0,53 ± 0,20	-0,52 ± 0,20	*

$p \leq ,05$

* sign. Effekt des Untergrundes

~ Interaktionseffekt Untergrund*Sprungdistanz

Ein signifikanter Interaktionseffekt der Untergrundbedingung mit der Fallhöhe konnte für die Beckenrotation ($p = ,004$; $\eta_p^2 = ,186$) gefunden werden (Tab. 19). Insgesamt zeigte die Beckenrotation eine Erhöhung mit steigender Fallhöhe auf stabilem und instabilem Untergrund. Lediglich zwischen den Sprungdistanzen S und M auf stabilem Untergrund war dieser Trend nicht erkennbar. Bei Ausführung von Sprungdistanz S und L wurden höhere Werte auf stabilem Untergrund erreicht. Dahingegen kam es bei der Sprungdistanz M mit Airexmatte zu höheren Werten. Tendenzen für einen Interaktionseffekt der Untergrundbedingung mit der Fallhöhe waren für die laterale Oberkörperneigung erkennbar ($p = ,030$; $\eta_p^2 = ,122$). Dabei sank die Ausprägung der lateralen Oberkörperneigung mit Anstieg der Fallhöhe auf stabilem Untergrund und stieg bei der Ausführung dieser auf instabilem Untergrund an. Mit dem Anstieg der Fallhöhe erhöhten sich auf beiden Untergrundbedingungen die Hüftabduktion ($p = ,030$; $\eta_p^2 = ,122$) und das Hüftabduktionsmoment ($p = ,039$; $\eta_p^2 = ,113$) während die Hüftrotation sank ($p = ,032$; $\eta_p^2 = ,120$). Es gab keine Interaktionseffekte der Untergrundbedingung mit dem Geschlecht oder der Sportart. Da die Untergrundbedingung keinen signifikanten Effekt auf die Kinematik des Oberkörpers, der Hüfte und des Kniegelenks hatte, sondern lediglich Tendenzen für die Oberkörper-, Hüft- und Knieflexion sowie Knierotation aufwies, kann die Hypothese H₇₋₁ verworfen werden. Hypothese H₈₋₁ kann zum Teil beibehalten werden, da die Untergrundbedingung einen Effekt auf die Hüft- und Kniedynamik zeigte.

Sprungleistung

Für die Sprungleistung in Abhängigkeit der Untergrundbedingung wurde der unilaterale DJ herangezogen. Die Signifikanz für einen Effekt der Untergrundbedingung auf die Sprunghöhe wurde nach Bonferroni-Korrektur nicht mehr erreicht ($p = ,005$; $\eta_p^2 = ,246$). Bei Betrachtung des Sprungindex zeigte sich ein signifikanter Effekt der Bodenbedingung ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,573$). Der Sprungindex war höher unter stabilen Bedingungen und bei niedriger Fallhöhe (Abb. 35). Es gab jedoch keinen Interaktionseffekt zwischen den Bodenbedingung und der Fallhöhe oder der Bodenbedingung mit dem Geschlecht oder der Sportart. Hypothese H₉₋₁ kann hinsichtlich der Sprungleistung für den Sprungindex beibehalten werden.

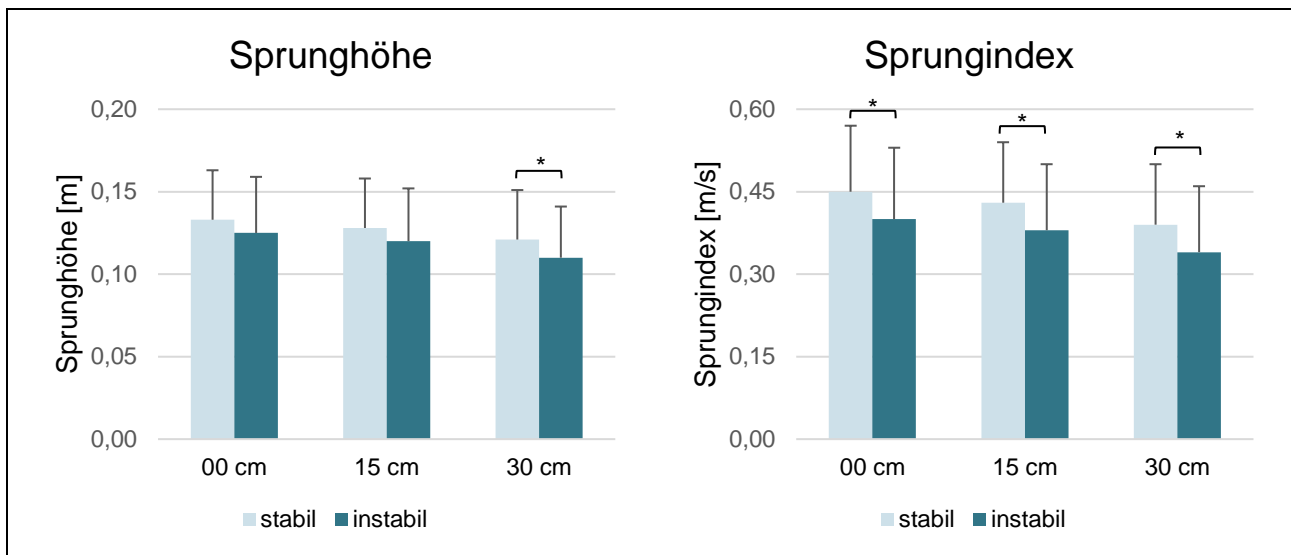


Abb. 35. Sprungleistung für unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen auf stabile und instabile Bodenbedingungen (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,004$)

Neuromuskuläre Aktivierung im Oberkörper: Ko-Kontraktion

Die Werte der neuromuskulären Aktivierung im Oberkörper sind in Abbildung 36 für die Bewegungsaufgaben unilateraler DJ und Landung, jeweils für die stabile und instabile Untergrundbedingung abgebildet. Für beide Bewegungsaufgaben und über alle Sprungdistanzen hinweg war der Ko-Kontraktionsquotient auf instabilem Untergrund geringer (= „hohe“ Ko-Kontraktion). Dennoch zeigte die Untergrundbedingung keinen Effekt auf die Ko-Kontraktion (DJ_EB: $p = ,206$; $\eta_p^2 = ,056$; EBS: $p = ,288$; $\eta_p^2 = ,049$). Wurde erneut die Sprungdistanz als Einflussfaktor herangezogen, zeigte sich ein Trend der EBS mit steigender Sprungdistanz höhere Ko-Kontraktionsquotienten (= „niedrige“ Ko-Kontraktion) und demnach eine relativ höhere rückenstrecker-betonte Aktivierung zu erreichen. Dieser Effekt war nach Bonferroni-Korrektur nicht mehr signifikant ($p = 036$; $\eta_p^2 = ,135$). Es konnten keine Interaktionseffekte gefunden werden. Zusammenfassend muss Hypothese H₉₋₁ hinsichtlich der neuromuskulären Aktivierung daher verworfen werden.

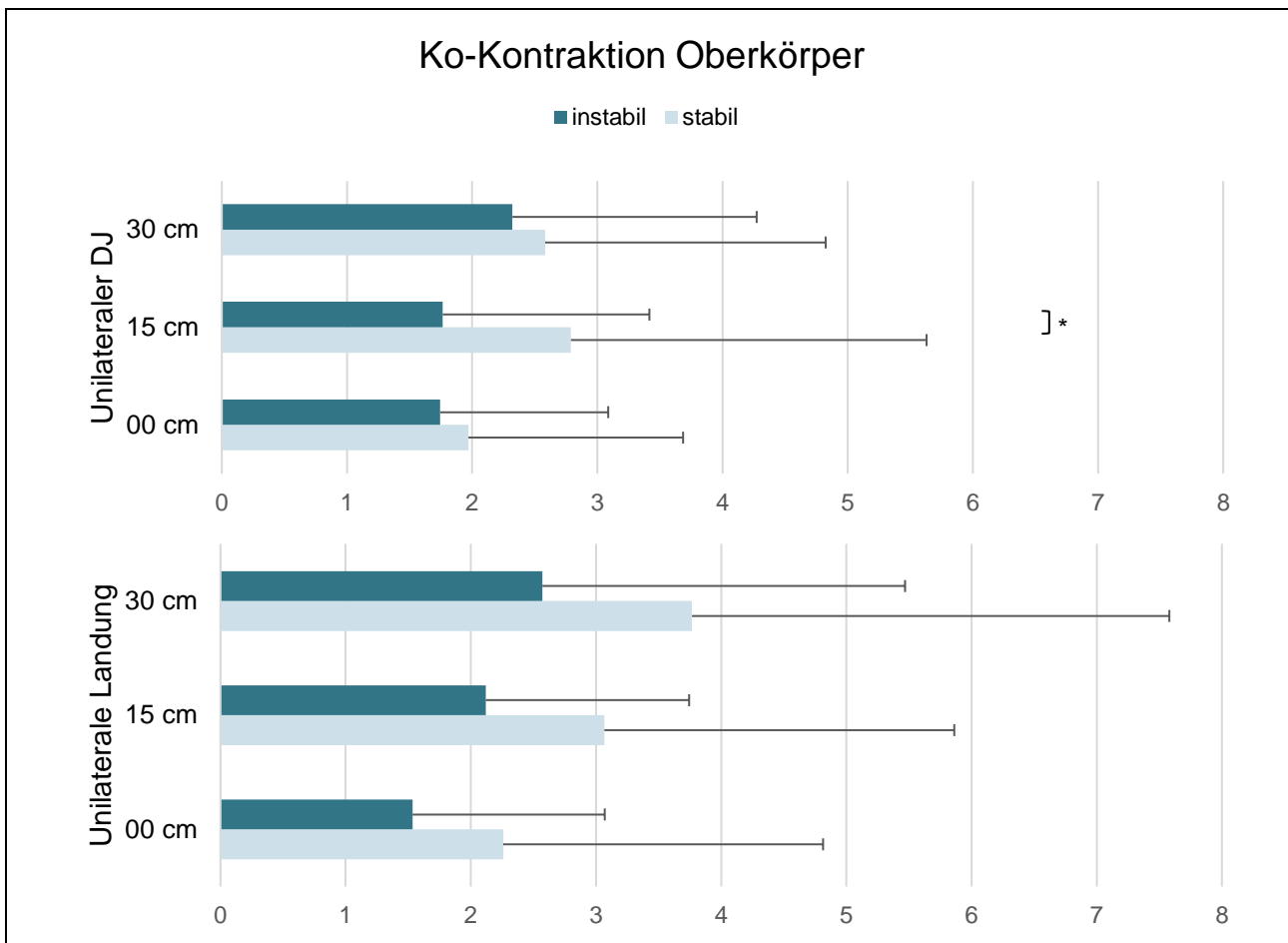


Abb. 36. Ko-Kontraktion bei unilateralen Drop Jumps (DJs) und Landungen für die Untergrundbedingung stabil / instabil von drei Fallhöhen (MW \pm SD [als Fehlerbalken] gemittelt für Gesamtstichprobe; * $p \leq ,004$)

Zusammenfassung

Die Untergrundbedingung hatte keinen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren, auf die Sprungleistung oder die Ko-Kontraktion.

- Die instabile Untergrundbedingung wies Tendenzen für ein verringertes Knieabduktionsmoment auf, führte jedoch zu keinen oder geringen Veränderungen der Kniekinematik und Oberkörperauslenkungen.
- Die (instabile) Untergrundbedingung zeigte keinen signifikanten Haupteffekt auf die Sprungleistung, führte beim unilateralen DJ aber insgesamt zu verringerten Sprungleistungen.
- Die Untergrundbedingung zeigte keinen signifikanten Haupteffekt auf die neuromuskuläre Aktivität, die Ko-Kontraktionsquotienten waren jedoch auf instabilem Untergrund geringer und zeigten somit eine gleichwertige Aktivität von M. erector spinae und M. rectus abdominis (= „höhere“ Ko-Kontraktion).

5.1.4 Variation zwischen Geschlechts- und Sportartgruppierungen

Der nächste Abschnitt beschäftigt sich mit der Frage, ob es Unterschiede zwischen Frauen und Männern sowie Allroundsportlern und Judoka gab.

Geschlecht. Einen *Haupteffekt* für das Geschlecht ($p \leq ,004$) unabhängig von der Bewegungsaufgabe konnte mittels Varianzanalyse nur tendenziell für das Knieflexionsmoment (w 2,5 Nm/kg; m 3,0 Nm/kg; $p = ,014$; $\eta_p^2 = ,161$), -abduktionsmoment (w 1,2 Nm/kg; m 1,5 Nm/kg; $p = ,034$; $\eta_p^2 = ,119$) und -rotationsmoment (w -0,5 Nm/kg; m -0,6 Nm/kg; $p = ,043$; $\eta_p^2 = ,112$) sowie für die anteriore Beckenkipfung (w 19,9°; m 16,3°; $p = ,013$; $\eta_p^2 = ,168$) und das Hüftadduktionsmoment (w 1,2 Nm/kg; m 1,5 Nm/kg; $p = ,011$; $\eta_p^2 = ,170$) nachgewiesen werden. Die Hypothesen H_{10-1} und H_{11-1} werden daher für die Gruppierungsvariable Geschlecht verworfen. Der Effekt des Geschlechts auf die biomechanischen Belastungsstrukturen bei der Ausführung unterschiedlicher Bewegungsaufgaben wird in Tabelle 20 dargestellt. Einen *Interaktionseffekt* zwischen Bewegungsaufgabe und Geschlecht konnte nur für das Hüftabduktionsmoment ($p = ,001$; $\eta_p^2 = ,136$) gefunden werden. Männliche Athleten führten die Bewegungsaufgaben bi- und unilaterale DJs und EBS mit höherem Hüftabduktionsmoment durch, wohingegen weibliche Athletinnen höhere Werte für den SJ aufwiesen.

Innerhalb der Bewegungsaufgaben zeigte das Knieflexionsmoment beim bilateralen DJ ($p = ,008$; $\eta_p^2 = ,167$) und tendenziell beim unilateralen DJ ($p = ,026$; $\eta_p^2 = ,116$) und der EBS ($p = ,026$; $\eta_p^2 = ,117$) eine Abhängigkeit von der Gruppierungsvariable Geschlecht. Die Knieabduktionsmomente und -rotationsmomente wiesen nur beim unilateralen DJ (KM_y: $p = ,003$; $\eta_p^2 = ,193$; KM_z: $p = ,005$; $\eta_p^2 = ,177$) und der EBS (KM_y: $p = ,005$; $\eta_p^2 = ,183$; KM_z: $p = ,048$; $\eta_p^2 = ,094$) einen Effekt für das Geschlecht auf. Weiterhin gab es einen Haupteffekt beim bilateralen DJ und der EBS für die anteriore Beckenkipfung (DJ_BB: $p = ,034$; $\eta_p^2 = ,110$; EBS: $p = ,007$; $\eta_p^2 = ,169$). Ein Unterschied in der Oberkörperpositionierung zwischen weiblichen und männlichen Athleten konnte nicht festgestellt werden. Lediglich die Oberkörperflexion beim unilateralen DJ ($p = ,024$; $\eta_p^2 = ,118$) sowie die laterale Oberkörperneigung beim SJ ($p = ,011$; $\eta_p^2 = ,155$) wiesen einen Trend auf, wobei Männer in beiden biomechanischen Indikatoren erhöhte Werte aufwiesen (Tab. 20). Auch für die Hüfte zeigten Männer höhere Hüftabduktionen im Vergleich zu Frauen, jedoch ist hier ebenfalls nur eine Tendenz beim SJ ($p = ,049$; $\eta_p^2 = ,096$) erkennbar. Die Hüftabduktionsmomente unterschieden sich zwischen Männern und Frauen beim unilateralen DJ ($p = ,006$; $\eta_p^2 = ,171$) und der EBS ($p = ,004$; $\eta_p^2 = ,186$) sowie weiterhin das Hüftflexionsmoment und -rotationsmoment beim SJ (HM_x: $p = ,021$; $\eta_p^2 = ,129$; HM_z: $p = ,036$; $\eta_p^2 = ,108$).

Ob sich die Ausprägung der biomechanischen Belastungsstrukturen bei unterschiedlichen *Sprungdistanzen* zwischen der Gruppierungsvariable *Geschlecht* unterschied (Interaktionseffekt), wurde mit einfaktorieller Varianzanalyse geprüft. Mit steigender Sprungdistanz unterschieden sich Frauen von Männern, jedoch nur für die Bewegungsaufgabe unilaterale Landung im Knieabduktionsmoment ($p < ,001$; $\eta_p^2 = ,210$) und in der Beckenrotation ($p = ,001$; $\eta_p^2 = ,156$). Das Knieabduktionsmoment, welches von niedriger zu hoher Sprungdistanz stieg, wies im Vergleich der einzelnen Sprungdistanzen höhere Momente bei männlichen Athleten auf (Abb. 37).

Tab. 20. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig vom Geschlecht (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])

		Bilateraler DJ				Unilateraler DJ				Unilaterale Landung				Side Jump				η_p^2
	Ge- schlecht	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	
Oberkörper Flexion	w	11,9	1,8	8,1	15,6	14,9	1,7	11,4	18,5	11,5	1,7	8,1	14,8	18,6	2,4	13,6	23,6	,007
	m	15,0	1,3	12,4	17,6	19,1	1,2	16,7	21,6	14,2	1,1	11,9	16,5	22,9	1,7	19,4	26,3	
Lateralneigung	w	-0,2	0,6	-1,3	1,0	-10,9	0,8	-12,6	-9,2	-6,2	0,8	-7,8	-4,6	-2,6	1,6	-5,7	0,6	,142
	m	-0,2	0,4	-1,0	0,7	-9,8	0,6	-11,0	-8,5	-5,4	0,6	-6,6	-4,3	-7,4	1,1	-9,7	-5,1	
Innenrotation	w	1,7	1,0	-0,3	3,7	0,1	1,3	-2,6	2,7	2,6	1,2	0,2	5,1	-12,3	2,8	-18,0	-6,5	,081
	m	0,5	0,7	-0,9	1,9	1,2	0,9	-0,7	3,1	3,2	0,9	1,5	5,0	-18,4	2,0	-22,5	-14,3	
Becken Anteriore Kippung	w	20,5	1,7	17,0	24,0	19,3	1,2	16,9	21,8	17,6	1,3	15,1	20,2	22,0	1,3	19,3	24,8	,032
	m	15,6	1,1	13,3	17,9	16,1	0,8	14,4	17,7	13,5	0,8	11,8	15,2	20,0	0,9	18,2	21,8	
Laterale Kippung	w	0,4	0,6	-0,8	1,6	-5,0	1,0	-7,2	-2,9	-6,3	1,0	-8,4	-4,2	10,9	1,7	7,4	14,4	,053
	m	0,2	0,4	-0,7	1,0	-5,0	0,8	-6,6	-3,5	-6,1	0,8	-7,7	-4,6	7,6	1,3	5,0	10,2	
Innenrotation	w	-0,0	0,9	-1,9	1,8	7,8	1,1	5,6	1,0	7,3	1,1	5,0	9,6	-6,5	2,6	-11,7	-1,3	,032
	m	-0,3	0,6	-1,6	1,0	5,5	0,7	4,0	7,0	5,8	0,8	4,2	7,3	-10,9	1,7	-14,4	-7,4	
Hüfte Flexion	w	42,8	2,6	37,6	48,1	39,4	1,8	35,7	43,1	36,5	2,1	32,3	40,7	46,5	2,6	41,2	51,8	,056
	m	37,4	1,9	33,6	41,2	37,6	1,3	34,9	40,3	33,1	1,5	30,1	36,2	47,7	1,9	43,8	51,5	
Abduktion	w	-3,3	1,0	-5,3	-1,2	-2,5	1,3	-5,0	0,1	-3,1	1,2	-5,4	-0,7	-12,8	1,7	-16,3	-9,3	,086
	m	-5,2	0,7	-6,6	-3,7	-2,2	0,9	-4,1	-0,4	-3,0	0,8	-4,6	-1,3	-17,2	1,2	-19,7	-14,6	
Innenrotation	w	7,8	2,5	2,7	12,9	13,2	2,1	8,8	17,5	11,7	2,3	6,9	16,4	12,3	2,3	7,6	17,1	,060
	m	6,9	1,7	3,4	10,5	10,8	1,5	7,8	13,8	8,9	1,6	5,6	12,2	13,7	1,6	10,5	17,0	

* $p \leq ,008$ (Interaktionseffekt Geschlecht*Bewegungsaufgabe)

Tab. 20. Fortsetzung

			Bilateraler DJ				Unilateraler DJ				Unilaterale Landung				Side Jump				η_p^2
		Ge- schlecht	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	
Hüfte Moment	Flexion	w	-0,5	0,2	-0,9	-0,0	0,7	0,2	0,3	1,1	-0,2	0,2	-0,6	0,1	0,5	0,2	0,1	0,9	,061
		m	-0,7	0,2	-1,1	-0,4	0,9	0,2	0,6	1,2	-0,4	0,1	-0,6	-0,1	1,0	0,1	0,7	1,2	
	Abduktion	w	0,5	0,1	0,3	0,7	1,7	0,1	1,4	1,9	1,7	0,2	1,4	2,0	0,9	0,1	0,7	1,1	,136*
		m	0,7	0,1	0,5	0,9	2,2	0,1	2,0	2,4	2,2	0,1	2,0	2,5	0,8	0,1	0,7	1,0	
	Innenrotation	w	0,3	0,0	0,2	0,4	0,8	0,1	0,7	1,0	0,8	0,1	0,7	0,9	0,5	0,1	0,3	0,6	,072
		m	0,2	0,0	0,2	0,3	0,9	0,45	0,8	1,0	0,7	0,0	0,6	0,8	0,6	0,1	0,5	0,7	
Knie	Flexion	w	48,4	2,3	43,7	53,1	46,1	2,3	41,5	50,7	40,6	2,3	35,9	45,4	59,1	1,9	55,3	62,8	,010
		m	48,5	1,7	45,1	51,9	45,1	1,6	42,1	48,8	38,7	1,7	35,3	42,1	56,9	1,3	54,2	59,6	
	Abduktion	w	3,5	1,6	0,2	6,8	9,2	1,7	5,7	12,7	8,7	1,6	5,5	11,9	10,9	2,4	6,0	15,8	,055
		m	7,0	1,2	4,6	9,4	9,7	1,2	7,2	12,2	9,4	1,1	7,1	11,7	11,7	1,7	8,1	15,2	
	Außenrotation	w	-17,1	2,6	-22,3	-11,9	-21,5	2,5	-26,6	-16,5	-23,3	2,5	-28,5	-18,1	-22,9	2,7	-28,4	-17,5	,086
		m	-18,4	1,9	-22,2	-14,7	-21,0	1,8	-24,6	-17,3	-23,0	1,8	-26,7	-19,3	-20,9	1,9	-24,9	-17,0	
Moment	Flexion	w	1,9	0,2	1,4	2,4	2,7	0,3	2,2	3,2	2,3	0,2	1,9	2,7	3,1	0,2	2,8	3,4	,027
		m	2,7	0,2	2,4	3,1	3,2	0,2	2,9	3,6	2,7	0,1	2,4	3,0	3,4	0,1	3,2	3,6	
	Abduktion	w	0,6	0,1	0,3	0,8	1,4	0,1	1,1	1,6	1,4	0,2	1,1	1,7	1,3	0,2	0,9	1,7	,017
		m	0,9	0,1	0,7	1,1	1,8	0,1	1,6	2,0	1,8	0,1	1,6	2,1	1,6	0,1	1,3	1,9	
	Außenrotation	w	-0,2	0,0	-0,3	-0,1	-0,6	0,0	-0,7	-0,5	-0,5	0,0	-0,6	-0,4	-0,6	0,0	-0,7	-0,5	,047
		m	-0,2	0,0	-0,3	-0,1	-0,7	0,0	-0,8	-0,7	-0,6	0,0	-0,7	-0,6	-0,6	0,0	-0,7	-0,6	

* $p \leq ,008$ (Interaktionseffekt Geschlecht*Bewegungsaufgabe)

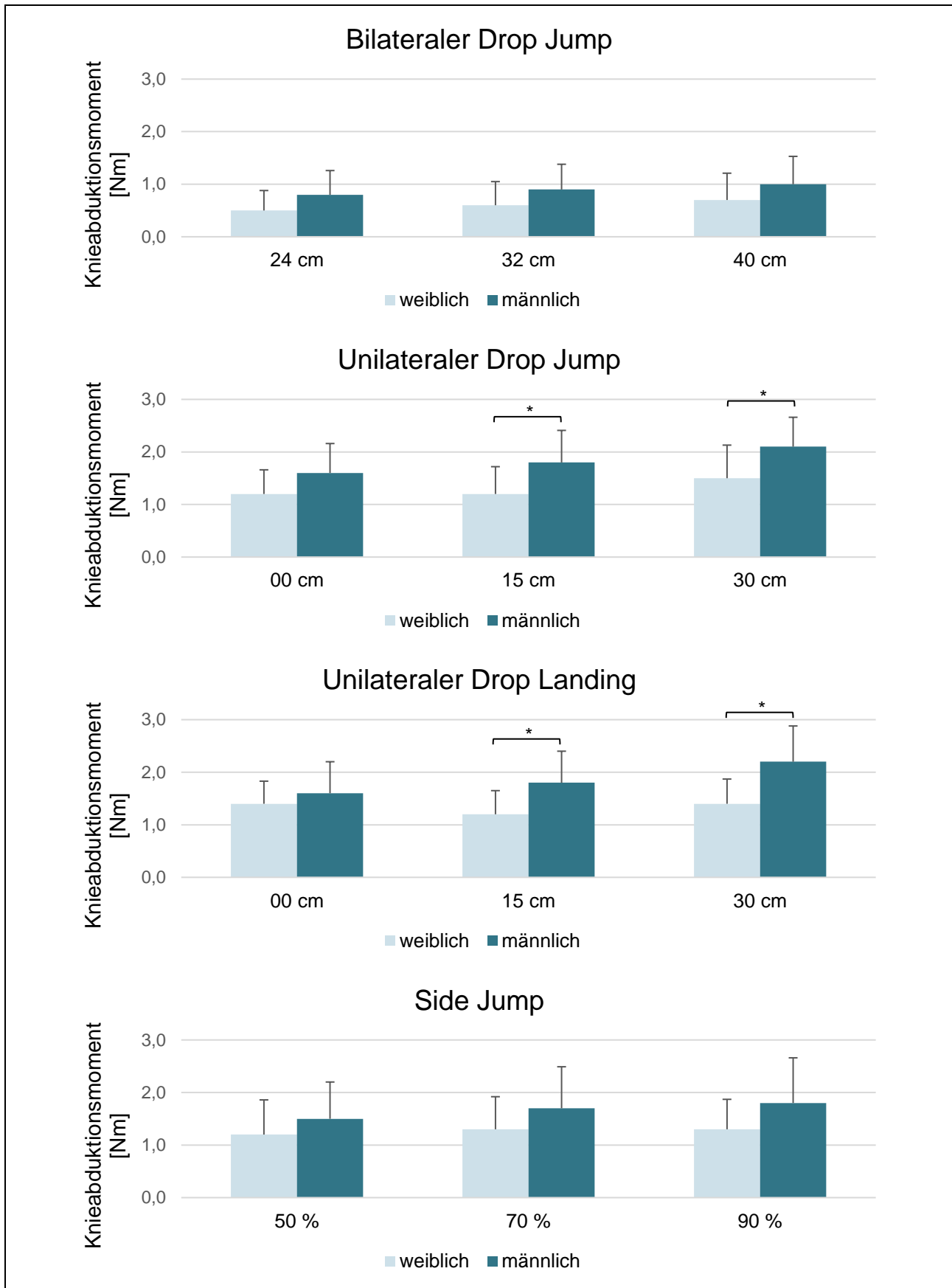


Abb. 37. Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig vom Geschlecht (MW \pm SD [als Fehlerbalken], * $p \leq ,008$)

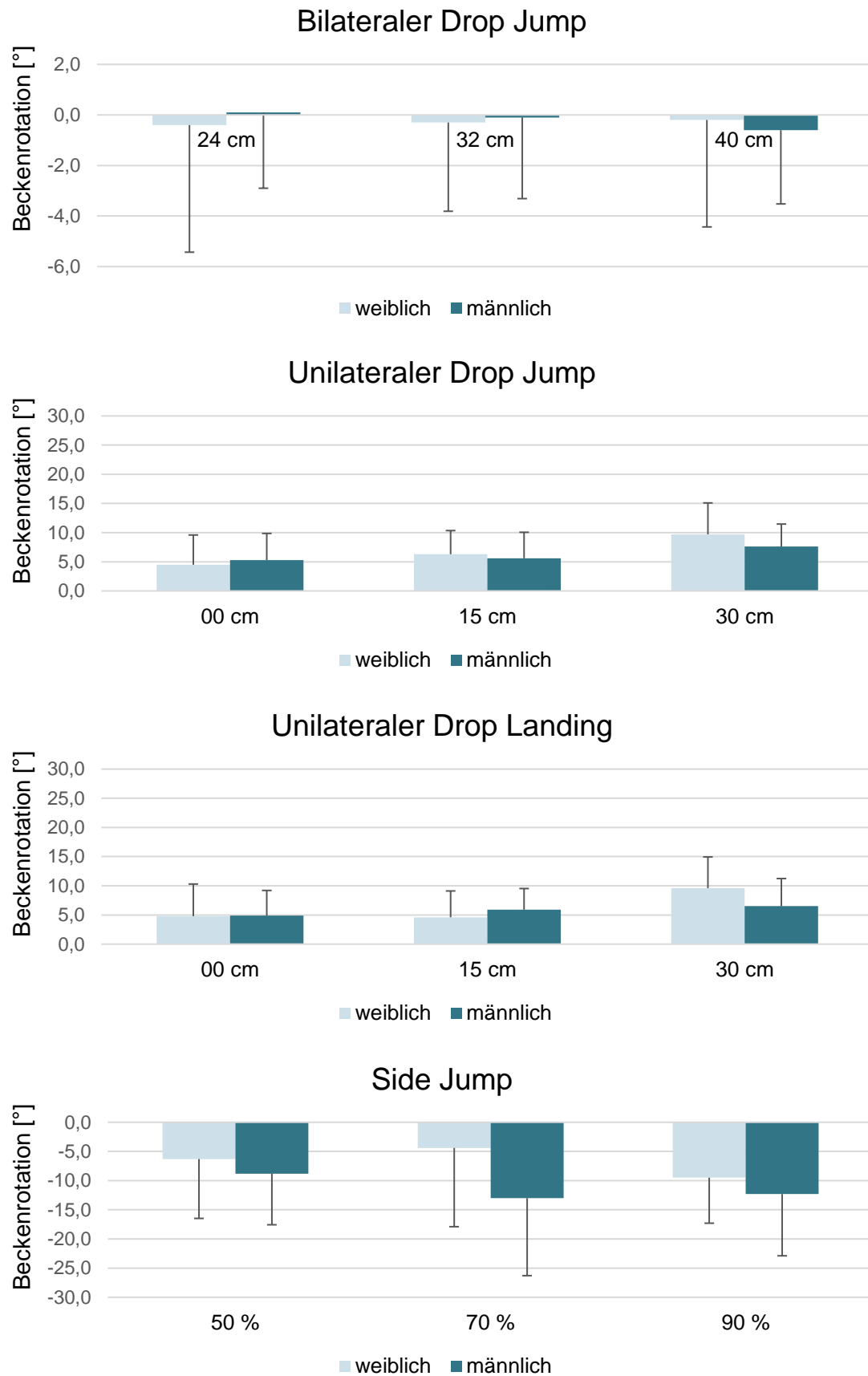


Abb. 38. Beckenrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig vom Geschlecht (MW \pm SD [als Fehlerbalken])

Im T-Test unterschieden sich Frauen und Männer in der mittleren ($p = ,002$) und hohen ($p = ,001$) Sprungdistanz voneinander. Dieser Trend war auch in der Bewegungsaufgabe unilateraler DJ erkennbar (M $p = ,004$; L $p = ,003$), jedoch konnte kein Interaktionseffekt zwischen der Sprungdistanz und dem Geschlecht nachgewiesen werden (Abb. 37). Die Beckenrotation wurde ebenfalls mit steigender Sprungdistanz ausgeprägter. Zunächst war ein hoher Anstieg bei männlichen Athleten zwischen niedriger und mittlerer Sprungdistanz und anschließend ein sehr hoher Anstieg bei weiblichen Athletinnen zwischen mittlerer und hoher Sprungdistanzen zu verzeichnen (Abb. 38). Im T-Test waren keine Mittelwertsunterschiede zwischen Frauen und Männern erkennbar. Bei einigen weiteren biomechanischen Indikatoren konnte ein Trend festgestellt werden. Beispielsweise unterschied sich die Beckenrotation beim unilateralen DJ ($p = ,038$; $\eta_p^2 = ,077$). Beim bilateralen DJ gab es für die anteriore Beckenkipfung einen Effekt des Geschlechts ($p = ,034$; $\eta_p^2 = ,083$), wobei Frauen höhere Ausprägungen aufwiesen. Bei der Betrachtung der Hüfte waren Gruppeneffekte für das Geschlecht sowohl in der Hüftabduktion beim unilateralen DJ ($p = ,010$; $\eta_p^2 = ,106$), in der Hüftrotation beim SJ ($p = ,050$; $\eta_p^2 = ,076$) als auch im Hüftabduktionsmoment bei EBS ($p = ,018$; $\eta_p^2 = ,096$) erkennbar. Die Hüftabduktion war bei Männern in den niedrigen und mittleren Sprungdistanzen höher ausgeprägt, während weibliche Athletinnen in der Sprungdistanz L höhere Werte zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments erreichten. Männliche Athleten zeigten für die Hüftrotation beim SJ als auch dem Hüftabduktionsmoment bei EBS höhere Werte von allen Sprungdistanzen. Bei EBS waren die meisten Gruppeneffekte feststellbar. So auch für die Oberkörperrotation ($p = ,036$; $\eta_p^2 = ,080$) und dem Knierotationsmoment ($p = ,014$; $\eta_p^2 = ,102$). Erneut erreichten männliche Athleten für die Sprungdistanzen S und M höhere Werte, weibliche Athletinnen dahingegen in der Sprungdistanz L. Das Rotationsmoment im Knie erreichte höhere Werte bei männlichen Athleten.

Sportart. Für die Sportart konnte kein *Haupteffekt* auf die biomechanische Belastungsstruktur über alle Bewegungsaufgaben hinweg gefunden werden. Insbesondere waren keine geringeren Oberkörperauslenkungen der Judoka im Vergleich zu den Allroundsportlern zu erkennen. Die Hypothesen H_{10-1} und H_{11-1} können für die Gruppe Sportart verworfen werden. Lediglich die Oberkörperflexion zeigte einen Trend, wobei Allroundsportler (AS) verglichen mit Judoka (J) eine erhöhte Flexion im Oberkörper aufwiesen (AS: $19,2^\circ$; J: $15,3^\circ$; $p = ,047$; $\eta_p^2 = ,108$). Dies spiegelte sich auch im *Interaktionseffekt* zwischen der Bewegungsaufgabe mit der Sportart für die Oberkörperflexion ($p = ,005$; $\eta_p^2 = ,141$) wider. Im Vergleich zu Judoka führten Allroundsportler die unilateralen DJs, EBS und SJs mit einer höheren Oberkörperflexion durch. Für die bilateralen DJs wurden vergleichbare Werte gefunden (Tab. 21). Die anteriore Beckenkipfung ($p = ,001$; $\eta_p^2 = ,160$) war bei Judoka in den Bewegungsaufgaben bilateralen DJ und SJ einerseits geringer und für den unilateralen DJ und die Landung andererseits höher. Einen weiteren Effekt zwischen Bewegungsaufgabe und Sportart konnte für die Hüftflexion ($p = ,001$; $\eta_p^2 = ,175$) gefunden werden. Die bilateralen DJs wurden von Judoka mit einer deutlich geringeren und die SJs mit höherer Flexion im Hüftgelenk durchgeführt. Die unilateralen DJs und Landungen zeigten vergleichbare, etwas höhere Werte für Judoka. Es bestand ein Trend für den interaktiven Effekt von Sportart und Bewegungsaufgabe auf die laterale Oberkörperneigung ($p = ,033$; $\eta_p^2 = ,105$).

Tab. 21. Ausprägung der biomechanischen Indikatoren mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Sportart (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; J = Judoka; AS = Allroundsportler; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze; Winkel in [°]; Momente in [Nm/kg])

		Bilateraler DJ				Unilateraler DJ				Unilaterale Landung				Side Jump					
	Sportart	MW	SE	95 % KI		MW	SE	95 % KI		MW	SE	95 % KI		MW	SE	95 % KI		η_p^2	
				UG	OG			UG	OG			UG	OG			UG	OG		
Oberkörper	Flexion	J	13,3	1,8	9,7	17,0	21,0	1,6	17,6	24,3	17,0	1,4	14,0	19,9	25,5	2,3	20,9	30,1	,141*
		AS	14,4	1,3	11,7	17,1	16,0	1,2	13,6	18,5	11,3	1,1	9,2	13,5	19,3	1,7	15,9	22,7	
	Lateralneigung	J	1,1	0,5	0,1	2,2	-10,3	0,9	-12,0	-8,5	-5,5	0,8	-7,1	-3,9	-8,2	1,6	-11,4	-4,9	,105
		AS	-0,8	0,4	-1,6	-0,1	-10,1	0,6	-11,4	-8,8	-5,8	0,6	-7,0	-4,6	-4,5	1,2	-6,8	2,1	
	Innenrotation	J	3,3	0,8	1,6	4,9	2,4	1,2	-0,1	4,9	4,9	1,1	2,7	7,1	-16,0	2,8	-21,7	-10,2	,014
		AS	-0,4	0,6	-1,6	0,8	-0,1	0,9	-2,0	1,8	2,0	0,8	0,3	3,6	-16,6	2,1	-20,9	-12,2	
Becken	Anteriore Kippung	J	14,0	1,6	10,8	17,2	17,4	1,2	14,9	19,8	15,2	1,3	12,6	17,7	20,4	1,3	17,8	23,0	,160*
		AS	18,8	1,2	16,4	21,2	16,9	0,9	15,1	18,7	14,6	1,0	12,6	16,5	20,7	1,0	18,8	22,6	
	Laterale Kippung	J	1,4	0,5	0,3	2,5	-3,8	1,0	-5,8	-1,7	-4,5	1,0	-4,5	-2,5	8,1	1,8	4,5	11,8	,049
		AS	-0,4	0,4	-1,2	0,4	-5,7	0,7	-7,2	-4,2	-7,1	0,7	-8,5	-5,6	9,1	1,3	6,4	11,8	
	Innenrotation	J	0,6	0,9	-1,2	2,3	5,5	1,1	3,3	7,7	6,1	1,1	3,9	8,4	-11,2	2,5	-16,3	-6,2	,028
		AS	-0,6	0,6	-1,9	0,6	6,6	0,8	5,0	8,2	6,3	0,8	4,7	7,9	-8,6	1,8	-12,3	-4,9	
Hüfte	Flexion	J	34,1	2,5	29,1	39,2	38,5	1,8	34,8	42,2	34,7	2,1	30,4	39,0	49,6	2,6	44,4	54,8	,175*
		AS	41,9	1,8	38,3	45,5	38,0	1,3	35,4	40,7	34,1	1,5	30,9	37,2	46,1	1,9	42,3	49,8	
	Abduktion	J	-4,5	1,0	-6,5	-2,4	-1,9	1,3	-4,5	0,6	-2,3	1,1	-4,6	0,1	-14,3	1,8	-17,9	-10,6	,015
		AS	-4,5	0,7	-6,0	-3,0	-2,5	0,9	-4,4	-0,7	-3,4	0,8	-5,1	-1,7	-16,4	1,3	-19,1	-13,8	
	Innenrotation	J	8,0	2,4	3,0	12,9	11,2	2,1	7,0	15,5	8,8	2,3	4,2	13,4	13,7	2,2	9,2	18,7	,026
		AS	6,8	1,8	3,2	10,4	11,8	1,5	8,7	14,9	10,4	1,7	7,0	13,7	13,1	1,7	9,7	16,4	

* $p \leq ,008$ (Interaktionseffekt Sportart*Bewegungsaufgabe)

Tab. 21. Fortsetzung

			Bilateraler DJ				Unilateraler DJ				Unilaterale Landung				Side Jump				
		Sportart	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	MW	SE	95 % KI UG	OG	η _p ²
Hüfte Moment	Flexion	J	-0,7	0,2	-1,2	-0,3	0,8	0,2	0,4	1,2	-0,3	0,2	-0,7	0,1	0,8	0,2	0,4	1,2	,004
		AS	-0,6	0,2	-0,9	-0,3	0,8	0,2	0,5	1,1	-0,4	0,1	-0,6	-0,1	0,8	0,1	0,5	1,1	
	Abduktion	J	0,8	0,1	0,5	1,0	2,0	0,2	1,7	2,3	1,9	0,2	1,5	2,3	0,8	0,1	0,6	1,0	,032
		AS	0,6	0,1	0,4	0,8	2,0	0,1	1,8	2,2	2,1	0,1	1,9	2,4	0,9	0,1	0,7	1,0	
	Innenrotation	J	0,3	0,0	0,2	0,4	0,9	0,1	0,8	1,0	0,7	0,1	0,6	0,9	0,5	0,1	0,4	0,7	,010
		AS	0,3	0,0	0,2	0,3	0,9	0,0	0,8	1,0	0,7	0,0	0,7	0,8	0,6	0,1	0,5	0,7	
Knie	Flexion	J	46,7	2,3	42,1	51,3	45,4	2,3	40,8	50,0	37,6	2,3	32,9	42,3	57,7	1,9	53,9	61,6	,019
		AS	49,4	1,6	46,0	52,7	45,8	1,6	42,5	49,1	40,3	1,7	36,9	43,7	57,6	1,4	54,8	60,3	
	Abduktion	J	6,9	1,7	3,5	10,3	10,3	1,7	6,8	13,7	9,9	1,6	6,7	13,1	12,7	2,4	7,8	17,5	,004
		AS	5,3	1,2	2,8	7,7	9,1	1,2	6,6	11,6	8,8	1,1	6,5	11,1	10,7	1,7	7,2	14,2	
	Außenrotation	J	-15,4	2,5	-20,5	-10,3	-18,0	2,4	-22,8	-13,1	-20,4	2,5	-25,5	-15,4	-17,9	2,6	-23,1	-12,6	,032
		AS	-19,3	1,8	-23,0	-15,6	-22,8	1,7	-26,3	-19,3	-24,5	1,8	-28,1	-20,8	-23,6	1,9	-27,4	-19,8	
Moment	Flexion	J	2,7	0,3	2,2	3,3	3,2	0,3	2,7	3,8	2,6	0,2	2,1	3,0	3,2	0,2	2,9	3,5	,047
		AS	2,3	0,2	1,9	2,7	3,0	0,2	2,6	3,4	2,6	0,1	2,3	2,9	3,3	0,1	3,1	3,6	
	Abduktion	J	0,9	0,1	0,7	1,2	0,8	0,2	1,5	2,1	1,7	0,2	1,4	2,1	1,6	0,2	1,2	2,0	,016
		AS	0,7	0,1	0,5	0,9	1,6	0,1	1,3	1,8	1,7	0,1	1,4	1,9	1,5	0,1	1,2	1,7	
	Außenrotation	J	-0,2	0,4	-0,3	-0,1	-0,7	0,0	-0,8	-0,6	-0,5	0,1	-0,6	-0,4	-0,6	0,0	-0,7	-0,5	,054
		AS	-0,2	0,0	-0,3	-0,1	-0,7	0,0	-0,8	-0,6	-0,6	0,0	-0,7	-0,6	-0,6	0,0	-0,7	-0,5	

* $p \leq ,008$ (Interaktionseffekt Sportart*Bewegungsaufgabe)

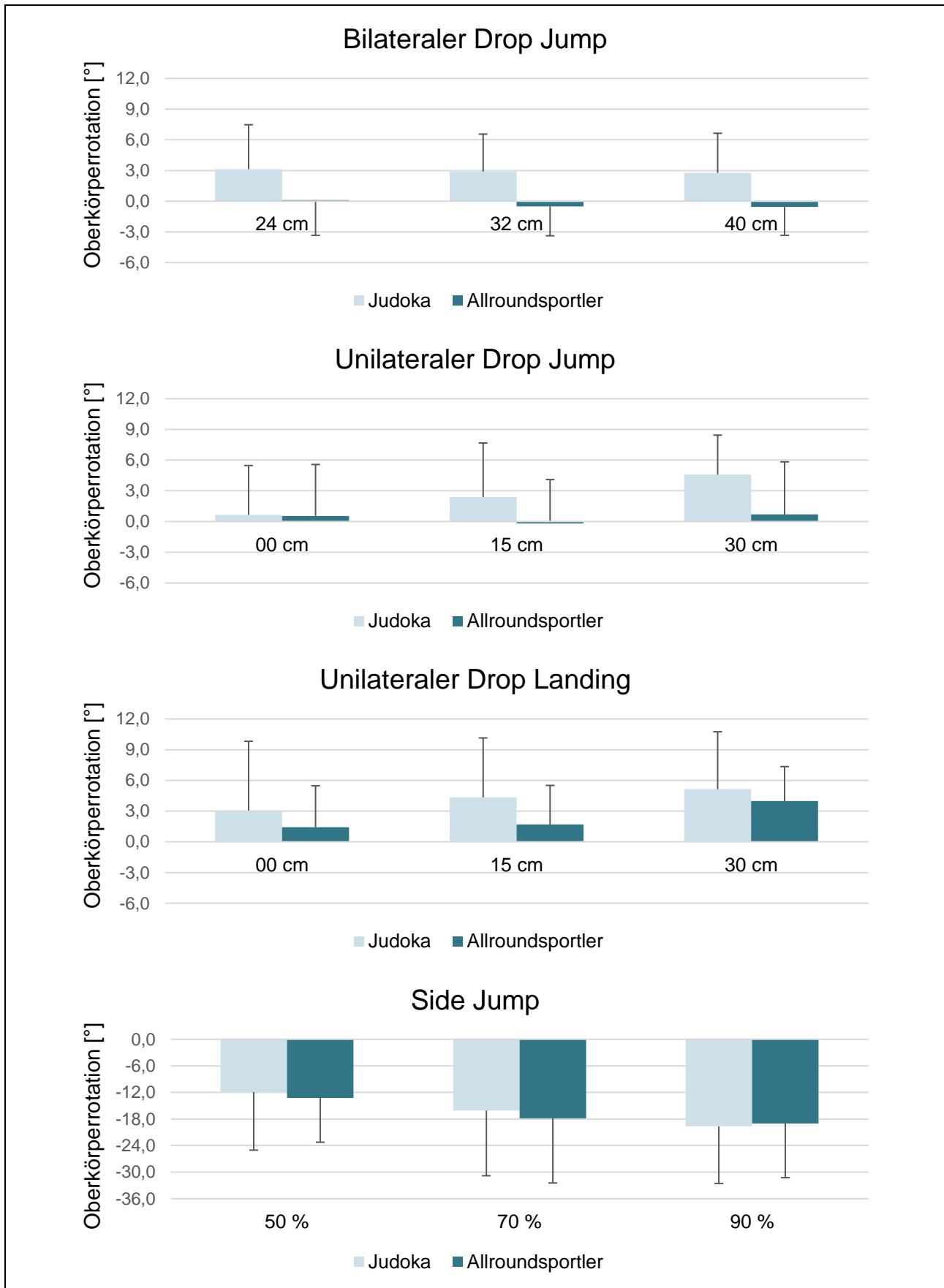


Abb. 39. Oberkörperrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig von der Sportart (MW \pm SD [als Fehlerbalken])

Insgesamt wurden die bilateralen DJs neutral, für Judoka jedoch mit medialer Auslenkung und Allroundsportlern lateraler Auslenkung durchgeführt. Während die unilateralen DJs und EBS von Allroundsportlern und Judoka ähnlich durchgeführt wurden, wiesen Allroundsportler bei den SJs geringere laterale Oberkörperneigungen auf.

Innerhalb der einzelnen Bewegungsaufgaben zeigte sich ein Effekt der Sportart beim bilateralen DJ nur für die Oberkörperauslenkung in Frontalebene und ein Trend für die Transversalebene (TA_y $p = ,002$; $\eta_p^2 = ,216$; TA_z $p = ,003$; $\eta_p^2 = ,208$). Alle anderen biomechanischen Belastungsstrukturen erreichten keine statische Signifikanz, wiesen jedoch einen Trend für die Beckenauslenkung in Sagittal- und Frontalebene (PA_x $p = ,020$; $\eta_p^2 = ,132$; PA_y $p = ,015$; $\eta_p^2 = ,143$) und die Hüftflexion ($p = ,012$; $\eta_p^2 = ,152$) beim bilateralen DJ auf. Beim unilateralen DJ gab es einen tendenziellen Effekt auf die Knierotation ($p = ,049$; $\eta_p^2 = ,091$) und anteriore Beckenkipfung ($p = ,016$; $\eta_p^2 = ,136$). Letztlich zeigte die Sportart einen Trend bei EBS für die laterale Beckenkipfung ($p = ,024$; $\eta_p^2 = ,122$). Es konnten keine *Interaktionseffekte* zwischen der Sprungdistanz und der Sportart gefunden werden, mit Ausnahme der Oberkörperrotation bei unilateralen DJs ($p = ,005$; $\eta_p^2 = ,121$; Abb. 39). Die Oberkörperrotation war mit Ausnahme des SJs bei Allroundsportlern neutraler.

Sprungleistung

Geschlecht. Die Sprungleistung war geschlechterabhängig, wobei Männer über alle Sprungdistanzen hinweg höhere Werte in bi- und unilateralen DJs erreichten. Dies spiegelte sich in den Haupteffekten für das Geschlecht wider, welche sowohl für die Sprunghöhe als auch den -index, unabhängig von der Bewegungsaufgabe, nachgewiesen werden konnten (SH $p = ,003$; $\eta_p^2 = ,209$; SI $p = ,005$; $\eta_p^2 = ,188$). Dieser Effekt bestand auch innerhalb der Bewegungsaufgaben jeweils für die Sprungdistanz (DJ_BB: $p = ,005$; $\eta_p^2 = ,188$; DJ_EB: $p = ,006$; $\eta_p^2 = ,177$) und den Sprungindex (DJ_BB: $p = ,002$; $\eta_p^2 = ,206$; DJ_EB: $p = ,008$; $\eta_p^2 = ,159$). Der Tabelle 22 sind die Werte für die Gruppierungsvariable Geschlecht sowie das partielle Eta-Quadrat für den Interaktionseffekt von Bewegungsaufgabe und Geschlecht auf die Sprunghöhe und den Sprungindex zu entnehmen. Ein Interaktionseffekt zwischen der Sprungdistanz und den Geschlechtern konnte nicht nachgewiesen werden. Abbildung 40 zeigt die Parameter der Sprungleistung nach Sprungdistanz abhängig von der Gruppierungsvariable Geschlecht mit T-Tests.

Tab. 22. Ausprägung der Sprungleistung mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig vom Geschlecht (Werte gemittelt für Fallhöhen; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)

		Bilateraler DJ				Unilateraler DJ				
	Geschlecht	MW	SE	95 % KI		MW	SE	95 % KI		η_p^2
				UG	OG			UG	OG	
Sprunghöhe [m]	w	0,22	0,0	0,2	0,2	0,11	0,0	0,1	0,1	,096
	m	0,26	0,0	0,1	0,1	0,14	0,0	0,1	0,1	
Sprungindex [m/s]	w	0,94	0,1	0,8	1,1	0,37	0,0	0,3	0,4	,132
	m	1,21	0,1	1,1	1,3	0,46	0,0	0,4	0,5	

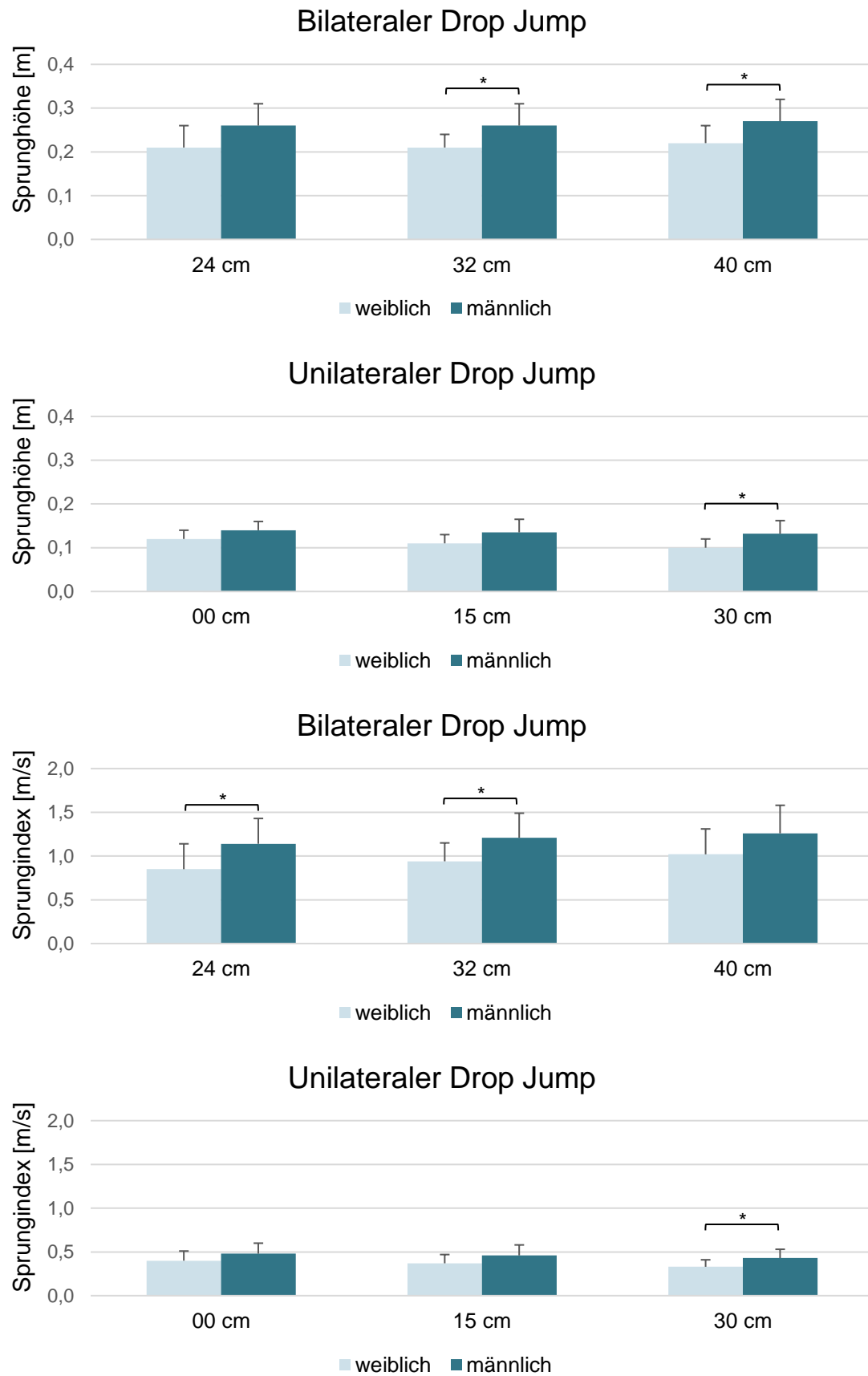


Abb. 40. Sprungleistung für bi- und unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen abhängig vom Geschlecht (MW \pm SD [als Fehlerbalken], * $p \leq ,008$)

Sportart. Allroundsportler erreichten gegenüber Judoka höhere Werte für die Sprungleistung beim bilateralen DJ bezogen auf die Sprunghöhe. Der Sprungindex war hingegen bei Judoka höher (Tab. 23). Bei den unilateralen DJs performten Allroundsportler sowohl für die Sprunghöhe als auch im Sprungindex im Vergleich zu Judoka besser. Im Durchschnitt beider Bewegungsaufgaben erreichten Judoka bessere Werte für den Sprungindex als Allroundsportler (J 0,79 m/s; AS 0,77 m/s). Dennoch konnte für die Gruppe der Sportart kein signifikanter Haupteffekt gefunden werden, weder für die Sprunghöhe noch für den Sprungindex. Dieses Ergebnis war unabhängig von der Bewegungsaufgabe, da weder über die Bewegungsaufgaben hinweg noch im Einzelnen statistisch bedeutsame Ergebnisse gefunden wurden. Ein ähnliches Resultat zeigten die Interaktionseffekte der Sportart mit der Sprungdistanz (Abb. 41).

Die Hypothese H₁₂₋₁ kann hinsichtlich der Sprungleistung in der Gruppierungsvariable Geschlecht beibehalten werden, muss jedoch für die Sportart verworfen werden.

Tab. 23. Ausprägung der Sprungleistung mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Sportart (Werte gemittelt für Fallhöhen; DJ = Drop Jump; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)

		Bilateraler DJ				Unilateraler DJ				
	Sportart	MW	SE	95 % KI		MW	SE	95 % KI		η_p^2
				UG	OG			UG	OG	
Sprunghöhe [m]	J	0,23	0,0	0,2	0,3	0,12	0,0	0,1	0,1	,088
	AS	0,26	0,0	0,2	0,3	0,13	0,0	0,1	0,1	
Sprungindex [m/s]	J	1,16	0,1	1,0	1,3	0,42	0,0	0,4	0,5	,025
	AS	1,10	0,1	1,1	1,2	0,44	0,0	0,4	0,5	

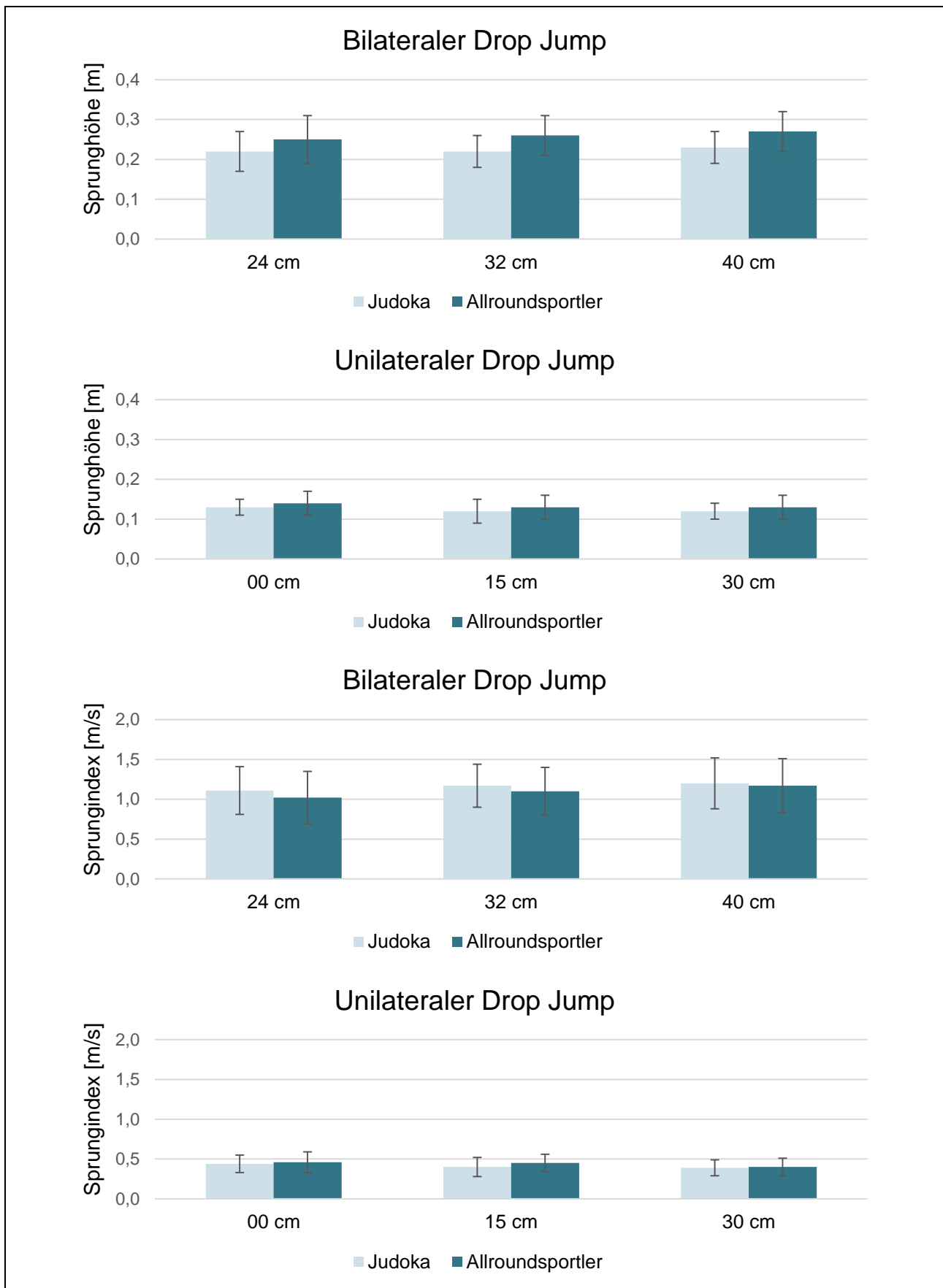


Abb. 41. Sprungleistung für bi- und unilaterale Drop Jumps von drei Fallhöhen abhängig von der Sportart (MW \pm SD [als Fehlerbalken])

Neuromuskuläre Aktivierung im Oberkörper: Ko-Kontraktion

Geschlecht. Das Geschlecht zeigte weder über alle Bewegungsaufgaben hinweg ($p = ,449$; $\eta_p^2 = ,019$) noch innerhalb der einzelnen Bewegungsaufgaben einen signifikanten Effekt auf die Ko-Kontraktion von M. erector spinae und M. rectus abdominis. Ferner wurde kein statistisch bedeutsamer Interaktionseffekt zwischen den Geschlechtern und der Bewegungsaufgabe (Tab. 24) oder den Geschlechtern mit der Sprungdistanz innerhalb der einzelnen Bewegungsaufgaben gefunden (Abb. 42). Weibliche Athletinnen erreichten im Gegensatz zu männlichen Athleten in den vertikalen Bewegungsaufgaben (DJ_BB, DJ_EB, EBS) geringere Ko-Kontraktionsquotienten und folglich geringere relative rückenstrecker-betonte Aktivierungen. Männlichen Athleten zeigten geringere Quotienten bzw. eine hohe Ko-Kontraktion bei den SJs.

Tab. 24. Ausprägung der Ko-Kontraktion mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig vom Geschlecht (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)

		Ko-Kontraktion				η_p^2
	Geschlecht	MW	SE	95 % KI UG	OG	
Bilateraler Drop Jump	w	3,9	0,8	2,3	5,6	,067
	m	4,2	0,7	2,8	5,5	
Unilateraler Drop Jump	w	2,3	0,6	1,0	3,6	
	m	2,7	0,5	1,7	3,8	
Unilaterale Landung	w	2,8	1,0	0,8	4,9	
	m	4,9	0,8	3,2	6,5	
Side Jump	w	2,6	0,5	1,5	3,7	
	m	2,4	0,4	1,5	3,3	

Sportart. Die Sportart zeigte ebenfalls keinen signifikanten Effekt auf den Quotienten von M. erector spinae und M. rectus abdominis. Dies traf sowohl auf das Ergebnis über alle Bewegungsaufgaben hinweg zu ($p = ,125$; $\eta_p^2 = ,074$) als auch innerhalb der einzelnen Bewegungsaufgaben (Tab. 25). Für die SJs konnte ein tendenzieller Effekt der Sportart ($p = ,009$; $\eta_p^2 = ,178$) gefunden werden. Demnach fiel der Ko-Kontraktionsquotient mit zunehmender Sprungdistanz in beiden Sportarten geringer aus (= „hohe“ Ko-Kontraktion). Allroundsportler erreichten verglichen mit Judoka eine geringere relative rückenstrecker-betonte Aktivierung. Es gab keinen Interaktionseffekt von Sportart und Sprungdistanz auf die Ko-Kontraktion (Abb. 43).

Die Hypothese H₁₂₋₁ kann hinsichtlich der neuromuskulären Aktivität in beiden Gruppen (Geschlecht, Sportart) verworfen werden.

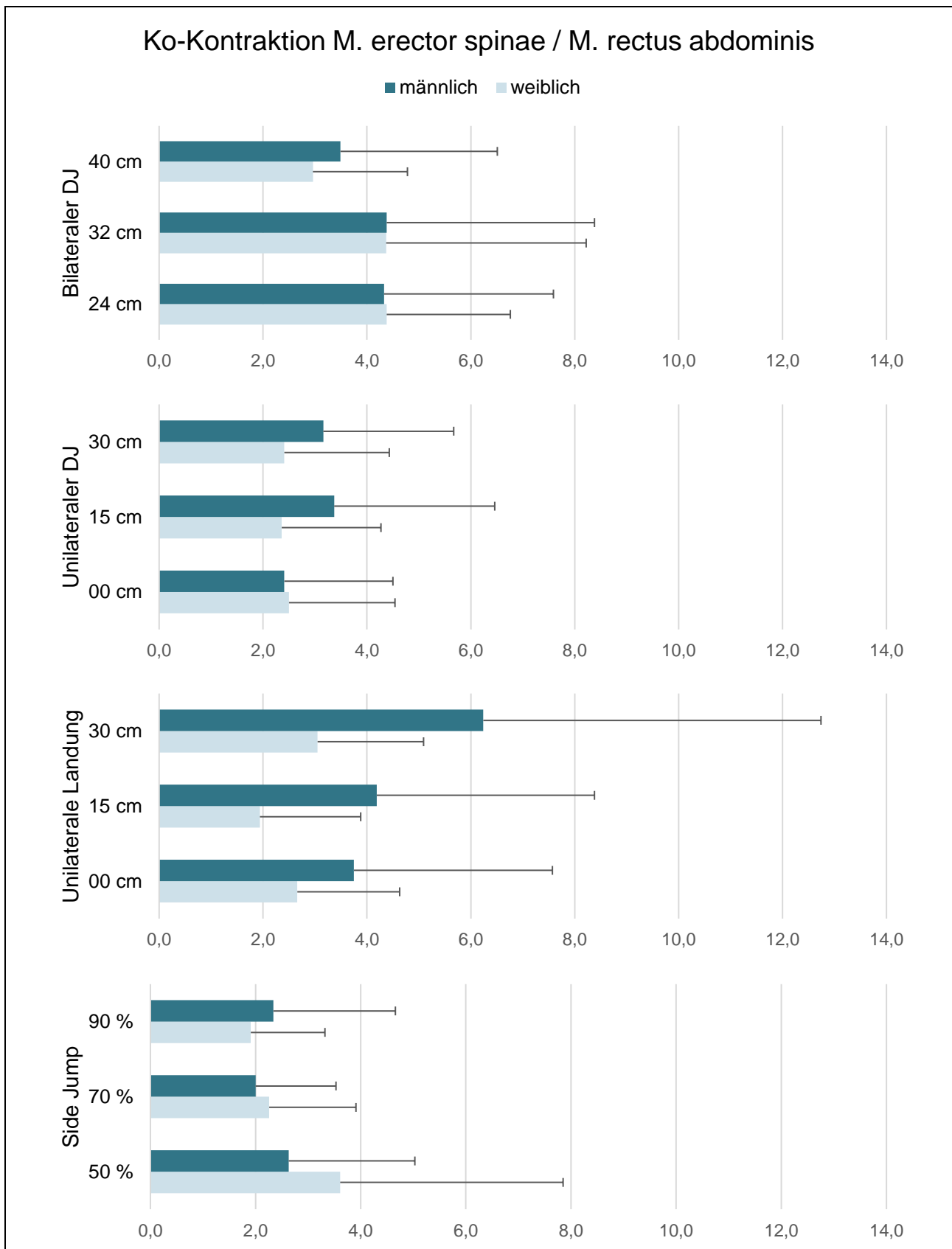


Abb. 42. Ko-Kontraktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten abhängig vom Geschlecht (DJ = Drop Jump; MW ± SD [als Fehlerbalken])

Tab. 25. Ausprägung der Ko-Kontraktion mit partiellem Eta-Quadrat (η_p^2) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Sportart (Werte gemittelt für Fallhöhen bzw. Sprungweiten; J = Judoka; AS = Allroundsportler; 95 % KI UG, OG = Unter- / Obergrenze)

		Ko-Kontraktion				
	Sportart	MW	SE	95 % KI		η _p ²
				UG	OG	
Bilateraler Drop Jump	J	4,9	0,9	3,1	6,8	,041
	AS	3,7	0,6	2,5	4,9	
Unilateraler Drop Jump	J	2,7	0,7	1,3	4,2	
	AS	2,5	0,5	1,5	3,5	
Unilaterale Landung	J	5,5	1,2	3,2	7,9	
	AS	3,4	0,8	1,9	5,0	
Side Jump	J	3,7	0,6	2,6	4,8	
	AS	2,0	0,4	1,2	2,7	

Zusammenfassung

Das Geschlecht zeigte keinen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren und die Ko-Kontraktion, jedoch auf die Sprungleistung.

- Männer zeigten eine höhere Sprungleistung im Vergleich zu Frauen.

Die Sportart zeigte keinen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren und die Ko-Kontraktion, jedoch auf die Sprungleistung.

- Allroundsportler erreichten bessere Sprunghöhen, Judoka bessere Sprungindizes.

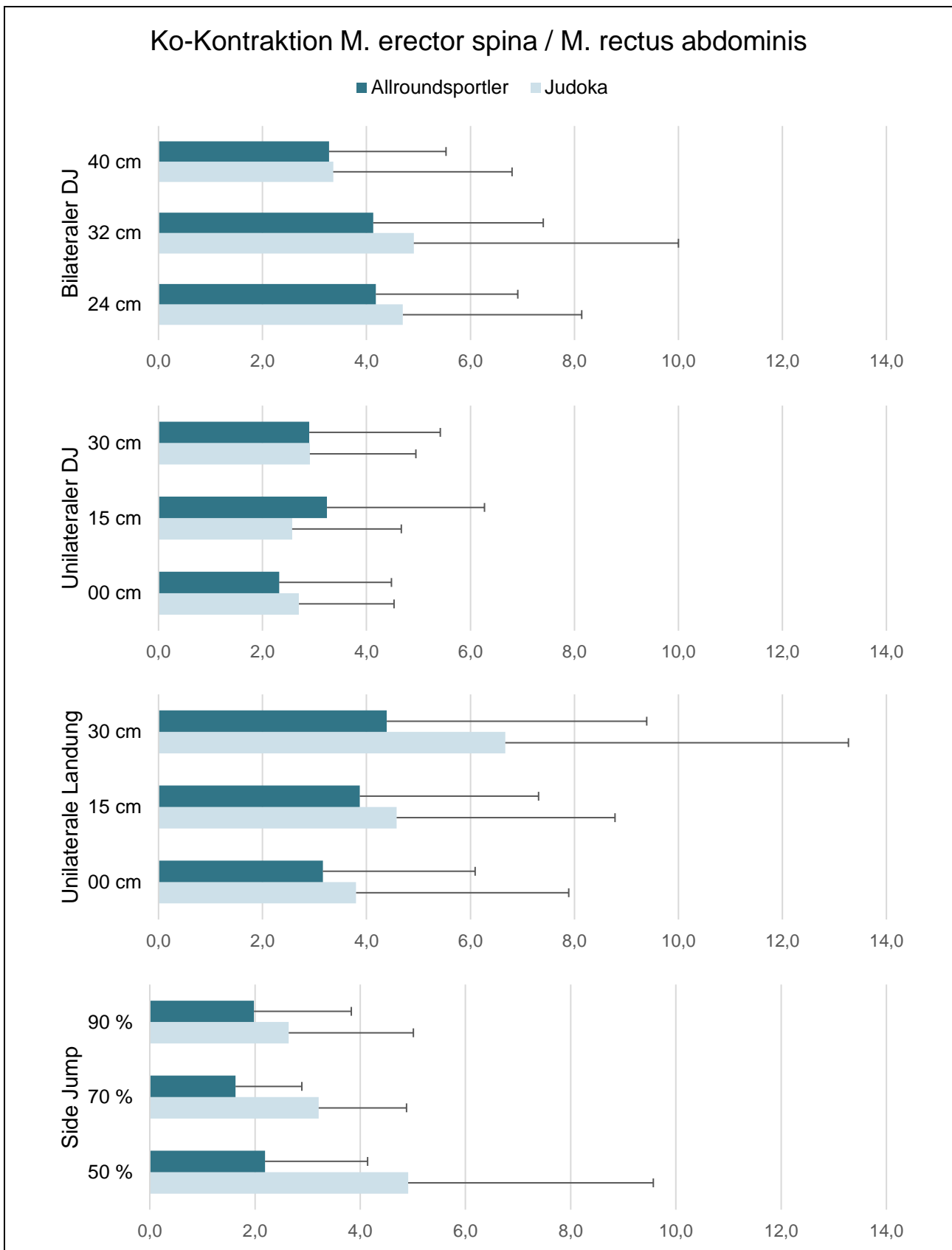


Abb. 43. Ko-Kontraktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungdistanzen abhängig von der Sportart (DJ = Drop Jump; MW \pm SD [als Fehlerbalken])

5.2 Zusammenhänge der dynamischen Kniegelenksstabilität mit Oberkörperkinematik und neuromuskulärer Aktivität im Oberkörper – Hüftkinematik und -kinetik

In diesem Kapitel geht es zum einen um die Auswirkung der unterschiedlichen Ko-Kontraktionsgruppierung (niedrig / hoch) auf die biomechanischen Indikatoren (Kap. 5.2.1). Daran schließen Korrelationsergebnisse zu Zusammenhängen der Oberkörperauslenkung, Ko-Kontraktion, Hüftkinematik und -kinetik mit der Kniestabilität an. Multivariate Zusammenhänge und non-lineare Prädiktoreffekte werden in Kapitel 5.2.2 aufgegriffen. Der Einfluss der hüftumgebenden Muskelkraft auf den Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und Kniestabilität wird in Kapitel 5.2.3 beschrieben.

5.2.1 Ausprägung der neuromuskulären Aktivierung im Oberkörper (Ko-Kontraktion)

Als nächstes wird die biomechanische Belastungsstruktur in Abhängigkeit von der Ausprägung der neuromuskulären Aktivität (Ko-Kontraktion) abgebildet (Pauls, 2020)¹⁹. Dazu wurde die Ko-Kontraktion in „niedrig“ und „hoch“ gruppiert, wobei eine gleichgewichtige Aktivierung von Rückenstrecker und Bauchmuskulatur (= niedriger Quotient) als hohe Ko-Kontraktion definiert wurde. Anschließend wurden T-Tests für Gruppenunterschiede berechnet. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass sich die Gruppen hinsichtlich der Oberkörperauslenkung kaum unterschieden. Die Oberkörperflexion war bei höherer Ko-Kontraktion zwar geringer (Gruppendifferenz 0,2–1,5°), mit Ausnahme der EBS (Gruppendifferenz 0,5°), jedoch gab es keine signifikanten Unterschiede. Auch für die laterale Oberkörperneigung, welche abgesehen vom bilateralen DJ (Gruppendifferenz 0,3°) bei hoher Ko-Kontraktion höher ausfiel (Gruppendifferenz 0,6–1,2°), gab es keine bedeutsamen Unterschiede. Die Oberkörperrotation fiel mit Ausnahme des SJs (Gruppendifferenz 0,7°) um 0,2 bis 2,6° geringer aus. Für die EBS von Sprungdistanz M war die Oberkörperrotation um 4° geringer in der Gruppe der hohen Ko-Kontraktion (niedrig = 4,58°; hoch = 0,39°; $p = ,005$).

Für die Beckenkinematik in 3D konnten keine Unterschiede festgestellt werden. Lediglich die Beckenrotation bei EBS von Sprungdistanz M war signifikant geringer bei höherer Ko-Kontraktion (niedrig = 6,90°; hoch = 3,96°; $p = ,020$). Insgesamt war die Beckenrotation bei höherer Ko-Kontraktion geringer ausgeprägt. Eine Ausnahme stellten die unilateralen DJs dar. Für die Hüftkinematik fanden sich ebenfalls nur vereinzelte Unterschiede und zum einen war die Hüftflexion bei unilateraler Landung von mittlerer Sprungdistanz höher bei höherer Ko-Kontraktion (niedrig = 31,97°; hoch = 37,87°; $p = ,021$). Zum anderen wies die Gruppe der hohen Ko-Kontraktion geringere Hüftrotationen über alle Bewegungsaufgaben auf, wobei bei EBS von hoher Sprungdistanz ein signifikanter Unterschied bestand (niedrig = 11,04°; hoch = 5,51°; $p = ,049$). Die Hüftflexionsmomente fielen bei höherer Ko-Kontraktion, mit Ausnahme des unilateralen DJs, geringer aus. Ein signifikanter Unterschied lag für den bilateralen DJ von hoher Sprungdistanz (niedrig = -1,34 Nm/kg; hoch = -0,48 Nm/kg; $p = ,020$) sowie der unilateralen Landung von Sprungdistanz M (niedrig = -0,62 Nm/kg; hoch = 0,16 Nm/kg; $p = ,011$) vor. Das Hüftabduktionsmoment war in der Gruppe der hohen

¹⁹ Die Ergebnisse wurden auf der jährlichen Tagung des European College of Sport Science vorgestellt.

Ko-Kontraktion geringer ausgeprägt. Erneut wiesen der bilaterale DJ von Sprungdistanz L (niedrig = 0,90 Nm/kg; hoch = -0,49 Nm/kg; $p = ,015$) und die EBS von Sprungdistanz M (niedrig = 2,14 Nm/kg; hoch = 1,62 Nm/kg; $p = ,024$) einen Unterschied auf.

Insgesamt wies die Gruppe der hohen Ko-Kontraktion über alle Bewegungsaufgaben und Sprungdistanzen hinweg höhere Knieflexionen (Gruppendifferenz 0,3–4,1°) mit geringeren Knieabduktionen (Gruppendifferenz 0,9–2,6°) und -rotationen (Gruppendifferenz 1,1–5,7°) auf. Bei der Betrachtung der Knieauslenkungen in Sagittalebene konnte ein Unterschied für die Knieflexion bei EBS mittlerer Sprungdistanz gefunden werden (niedrig = 36,94°; hoch = 47,42°; $p = ,003$). In der Frontalebene zeigte der bilaterale DJ mittlerer Sprungdistanz geringere Werte (niedrig = 7,95°; hoch = 3,48°; $p = ,023$). Letztlich konnten sowohl für den bilateralen DJ (niedrig = -21,57°; hoch = -14,72°; $p = ,013$) als auch für die EBS von hoher Sprungdistanz (niedrig = -25,70°; hoch = -19,92°; $p = ,031$) eine geringere Außenrotation im Kniegelenk festgestellt werden. Weiterhin waren auch die Kniemomente zwischen den Gruppen unterschiedlich ausgeprägt. Das Knieflexionsmoment fiel bei hoher Ko-Kontraktion höher aus (Gruppendifferenz 0,01–0,27 Nm/kg). Die Knieabduktionsmomente und -rotationmomente waren, mit Ausnahme des unilateralen DJs (Gruppendifferenz Knieabduktionsmoment 0,05 Nm/kg; Knierotationsmoment 0,02 Nm/kg), in der Gruppe der hohen Ko-Kontraktion geringer (Gruppendifferenzen Knieabduktionsmoment 0,09–0,22 Nm/kg; Knierotationsmoment 0,04–0,13 Nm/kg). Lediglich für das Knierotationsmoment konnten zwei signifikante Unterschiede für den bilateralen DJ mittlerer Sprungdistanz (niedrig = -0,27 Nm/kg; hoch = -0,14 Nm/kg; $p = ,031$) und hoher Sprungdistanz (niedrig = -0,30 Nm/kg; hoch = -0,12 Nm/kg; $p = ,003$) gefunden werden.

Fasst man die Ergebnisse zusammen, können die Hypothesen H_{13-1} und H_{14-1} verworfen werden. Lediglich für den bilateralen DJ und die unilaterale Landung gab es signifikante Unterschiede zwischen den Gruppierungen in der Kinematik und Kinetik des Oberkörpers, der Hüfte und des Kniegelenks.

Zusammenhänge der Oberkörperauslenkung, Ko-Kontraktion, Hüftkinematik und -kinetik mit der Kniestabilität

Oberkörperauslenkung und Kniestabilität. Zunächst wurde der Zusammenhang der Oberkörperauslenkung mit der Kniestabilität (Knieabduktionsmoment, -winkel, Knieaußenrotation) untersucht (Tab. 26–28). Für die Oberkörperflexion ergab sich eine statistisch bedeutsame negative Korrelation für den bilateralen DJ von der niedrigsten Sprungdistanz mit dem Knieabduktionsmoment ($r = -,444$; $p = ,002$) und dem Knieabduktionswinkel ($r = -,432$; $p = ,002$). Die Oberkörperflexion weist zudem einen mittelstarken positiven Zusammenhang zur Knierotation beim bilateralen DJ niedriger Sprungdistanz ($r = ,476$; $p = ,001$) sowie beim SJ von mittlerer ($r = ,415$; $p = ,003$) und hoher Sprungdistanz ($r = ,387$; $p = ,008$) auf. Weiterhin konnte zwischen lateraler Oberkörperneigung und dem Knieabduktionsmoment eine Korrelation bei EBS von niedriger Sprungdistanz mit dem Knieabduktionsmoment ($r = ,379$; $p = ,006$) und Knieabduktionswinkel ($r = ,256$; $p = ,043$) gefunden werden. Ferner korrelierte die laterale Oberkörperneigung mit der Knierotation, wobei vertikale Bewegungsaufgaben eine positive und laterale Sprünge eine negative Zusammenhangsrichtung zeigten. Die

Oberkörperrotation wies weder eine Korrelation mit dem Knieabduktionsmoment noch mit der Knieabduktion oder -rotation auf.

Tab. 26. Korrelationen (r) des Knieabduktionsmoments mit der Oberkörperpositionierung in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Oberkörper- flexion		Laterale Oberkörperneigung		Oberkörper- rotation	
Knieabduktions- moment		Korrela- tion (r)	Sig. (p)	Korrela- tion (r)	Sig. (p)	Korrela- tion (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	-,444	,002	,078	,312	,038	,407
	32 cm	-,245	,057	,103	,256	,157	,158
	40 cm	-,270	,042	,031	,423	,046	,385
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,049	,378	,024	,439	,139	,186
	15 cm	,215	,083	-,115	,231	,123	,216
	30 cm	,131	,202	,044	,390	,297	,027
Unilaterale Landung	00 cm	-,101	,259	,379	,006	,048	,379
	15 cm	,003	,493	,150	,169	-,046	,384
	30 cm	-,113	,239	,091	,284	,029	,428
Side Jump	50 %	-,014	,466	,015	,462	-,171	,137
	70 %	,145	,177	,114	,233	,143	,181
	90 %	,050	,381	,131	,213	,058	,364

Tab. 27. Korrelationen (r) der Knieabduktion mit der Oberkörperpositionierung in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Oberkörper- flexion		Laterale Oberkörperneigung		Oberkörper- rotation	
Knieabduktion		Korrela- tion (r)	Sig. (p)	Korrela- tion (r)	Sig. (p)	Korrela- tion (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	-,432	,002	,146	,178	-,005	,487
	32 cm	-,189	,112	,091	,282	,004	,490
	40 cm	-,079	,310	,060	,352	-,040	,400
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,046	,386	-,142	,182	,168	,141
	15 cm	,163	,148	-,148	,171	-,038	,404
	30 cm	,174	,132	-,127	,208	,095	,273
Unilaterale Landung	00 cm	-,064	,341	,256	,043	-,110	,242
	15 cm	,141	,183	,085	,293	-,253	,051
	30 cm	,041	,397	,007	,481	-,216	,085
Side Jump	50 %	,132	,199	-,045	,388	-,043	,392
	70 %	,105	,251	,132	,200	,193	,107
	90 %	,082	,310	,090	,293	,131	,213

Tab. 28. Korrelationen (r) der Knieaußenrotation mit der Oberkörperpositionierung in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Oberkörper- flexion		Laterale Oberkörperneigung		Oberkörper- rotation	
Knierotation		Korrela- tion (r)	Sig. (p)	Korrela- tion (r)	Sig. (p)	Korrela- tion (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,476	,001	,359	,010	,118	,229
	32 cm	,179	,126	,303	,024	,022	,445
	40 cm	,112	,241	,298	,028	,075	,318
Unilateraler Drop Jump	00 cm	,082	,301	,180	,124	-,114	,232
	15 cm	,048	,380	,210	,089	,088	,287
	30 cm	,000	,499	,206	,092	,061	,349
Unilaterale Landung	00 cm	,119	,223	-,085	,294	-,021	,447
	15 cm	,105	,252	,329	,016	,098	,266
	30 cm	,171	,140	,131	,204	,111	,242
Side Jump	50 %	,238	,062	-,175	,131	-,107	,248
	70 %	,415	,003	-,334	,014	-,104	,254
	90 %	,387	,008	-,355	,013	-,019	,455

Ko-Kontraktion und Kniestabilität. Die neuromuskuläre Aktivität im Oberkörper wies eine positive mittlere Korrelation mit dem Knieabduktionsmoment bei EBS von hoher Sprungdistanz auf ($r = ,380$; $p = ,017$; Tab. 29). Erneut wurde eine gleichgewichtige Aktivierung von Rückenstrecker und Bauchmuskulatur (= niedriger Quotient) als hohe Ko-Kontraktion definiert. Je höher die Ko-Kontraktion und folglich je geringer der Ko-Kontraktionsquotient, desto höher war die gleichgewichtige Aktivierung des M. rectus abdominis mit dem M. erector spinae. Diese verringerte Ko-Kontraktion bzw. relative rückenstrecker-betonte Aktivierung ging mit einem höheren Knieabduktionsmoment einher. Mit der Knieabduktion zeigte die neuromuskuläre Aktivität eine positive, jedoch nicht signifikante Zusammenhangsrichtung an. Die Knierotation zeigte negative Korrelationen mit der Ko-Kontraktion, welche ebenfalls keine statistische Relevanz erreichte.

Tab. 29. Korrelationen (r) zwischen Indikatoren der Kniestabilität und der neuromuskulären Aktivität im Oberkörper (Ko-Kontraktion) bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieabduktionsmoment		Knieabduktion		Knierotation	
Ko-Kontraktion		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	-,079	,629	,038	,818	-,016	,921
	32 cm	,117	,465	,272	,086	-,212	,183
	40 cm	,108	,519	,187	,261	-,279	,090
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,172	,276	,082	,608	-,205	,193
	15 cm	-,007	,967	,024	,883	-,246	,121
	30 cm	,086	,587	,043	,789	-,207	,189
Unilaterale Landung	00 cm	,185	,248	,033	,839	-,261	,099
	15 cm	,175	,281	,005	,974	-,125	,443
	30 cm	,380	,017	,174	,290	-,253	,121
Side Jump	50 %	,172	,288	,196	,225	,133	,412
	70 %	,175	,280	,200	,215	-,050	,761
	90 %	,203	,215	,192	,241	-,166	,312

Hüftmomente und Kniestabilität. Weiterhin wurden die Korrelationen zwischen den Hüftmomenten und den Parametern der Kniestabilität überprüft, da in den multivariaten Analysen u. a. das Hüftabduktionsmoment als Prädiktor im Regressionsmodell eingeschlossen wurde. Zwischen Hüftflexionsmoment und Knieabduktionsmoment konnten nur vereinzelte Korrelationen gefunden werden (Tab. 30). Dahingegen zeigten die Knieabduktion und das Hüftflexionsmoment beim unilateralen DJ über alle Sprungdistanzen hinweg signifikante, positive Korrelationen (Tab. 31). Die EBS wiesen diesbezüglich einen Trend auf. Auch mit der Knierotation sind nur vereinzelte Korrelationen zu finden (Tab. 32).

Bei allen vertikalen Bewegungsaufgaben (DJ_BB, DJ_EB, EBS) und Sprungdistanzen bestand ein positiver Zusammenhang zwischen Hüft- und Knieabduktionsmoment ($r \geq ,271$; $p < ,05$). Es wurde kein Zusammenhang zwischen Hüftabduktionsmoment und Knieabduktion gefunden. Die Knierotation korrelierte lediglich beim unilateralen DJ von niedriger Sprungdistanz mit dem Hüftabduktionsmoment ($r = ,282$; $p = ,033$). Das Hüftrotationsmoment zeigte für den bilateralen DJ von niedriger Sprungdistanz sowohl mit dem Knieabduktionsmoment ($r = ,355$; $p = ,011$) als auch mit der Knieabduktion ($r = ,317$; $p = ,020$) eine Wechselbeziehung. Beim unilateralen DJ von niedriger Sprungdistanz zeigte das Hüftrotationsmoment einen Zusammenhang mit der Knieabduktion ($r = -,296$; $p = ,027$). Letztlich konnte auch mit der Knierotation eine Korrelationen nachgewiesen werden: DJ_EB S $r = ,431$; $p = ,002$; SJ M $r = ,448$; $p = ,001$ und SJ L $r = ,441$; $p = ,002$.

Tab. 30. Korrelationen (r) zwischen dem Knieabduktionsmoment und den Hüftmomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexionsmoment		Hüftabduktionsmoment		Hüftrotationsmoment	
Knieabduktionsmoment		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,005	,487	,373	,008	,355	,011
	32 cm	-,311	,021	,361	,009	,144	,178
	40 cm	-,236	,066	,271	,042	-,058	,358
Unilateraler Drop Jump	00 cm	,235	,065	,376	,006	,105	,252
	15 cm	,316	,021	,448	,001	,240	,063
	30 cm	,252	,051	,407	,003	,159	,154
Unilaterale Landung	00 cm	,010	,474	,473	,001	,205	,094
	15 cm	-,013	,468	,499	< ,001	,076	,315
	30 cm	,240	,066	,540	< ,001	,220	,083
Side Jump	50 %	,041	,397	,160	,152	-,056	,360
	70 %	,175	,132	-,013	,466	,018	,455
	90 %	-,122	,224	,107	,254	-,187	,120

Tab. 31. Korrelationen (r) zwischen Knieabduktion und den Hüftmomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexionsmoment		Hüftabduktionsmoment		Hüftrotationsmoment	
Knieabduktion		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,052	,373	,064	,343	,317	,020
	32 cm	-,205	,094	,027	,431	,066	,336
	40 cm	-,031	,422	-,012	,471	,042	,397
Unilateraler Drop Jump	00 cm	,370	,007	-,112	,237	-,296	,027
	15 cm	,550	< ,001	,106	,252	,082	,303
	30 cm	,496	< ,001	-,179	,125	,045	,387
Unilaterale Landung	00 cm	,088	,287	,001	,497	,026	,434
	15 cm	,238	,062	-,100	,261	-,018	,454
	30 cm	,250	,057	-,131	,206	,048	,384
Side Jump	50 %	,076	,314	-,003	,493	-,048	,380
	70 %	,042	,395	-,233	,066	-,109	,244
	90 %	-,172	,141	-,071	,330	-,223	,081

Tab. 32. Korrelationen (r) zwischen Knieaußenrotation und den Hüftmomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexionsmoment		Hüftabduktionsmoment		Hüftrotationsmoment	
Knierotation		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,271	,041	-,184	,122	-,053	,369
	32 cm	,188	,114	-,075	,317	-,057	,358
	40 cm	,279	,037	-,180	,127	,050	,377
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,128	,206	,282	,033	,431	,002
	15 cm	-,054	,367	-,058	,358	,070	,329
	30 cm	-,055	,363	,020	,448	,034	,415
Unilaterale Landung	00 cm	-,032	,419	-,088	,287	,025	,136
	15 cm	,140	,185	,010	,475	,162	,150
	30 cm	-,114	,239	-,054	,369	-,114	,239
Side Jump	50 %	,201	,098	-,118	,226	,222	,076
	70 %	,347	,011	,172	,135	,448	,001
	90 %	,247	,060	,208	,096	,441	,002

Hüftkinematik und Kniestabilität. Da die Hüfte ein wichtiges Bindeglied zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten darstellt, wurden die Korrelationen zwischen Hüftkinematik mit den Parametern der Kniestabilität ebenfalls analysiert (Tab. 33–35). Ferner wurden die Parameter der Hüftkinematik und -kinetik jeweils in einem multivariaten Regressionsmodell auf die Kriteriumsvariablen der Kniestabilität untersucht.

Die Ergebnisse aus Tabelle 33 zeigen den Zusammenhang der Hüftflexion mit dem Knieabduktionsmoment bei bilateralen DJs von allen Sprungdistanzen sowie der EBS von hoher Sprungdistanz. Ein weiterer Zusammenhang bestand zwischen der Knieabduktion mit der Hüftflexion für die EBS von allen Sprungdistanzen, für den bilateralen DJ aus niedriger und dem unilateralen DJ aus hoher Sprungdistanz (Tab. 34). Die Hüftflexion beim SJ wies eine positive Korrelation mit der Knierotation für die mittlere Sprungdistanz auf (Tab. 35). Betrachtet man die Hüftwinkel in Frontalebene, konnten nur einzelne Korrelationen mit der Knieabduktion, nicht jedoch mit dem Knieabduktionsmoment festgestellt werden. Zwischen Knierotation und Hüftabduktion bestand für den SJ von hoher Sprungdistanz eine positive Korrelation. Die Hüftrotation korrelierte sehr stark, mit Ausnahme des SJs von mittlerer Sprungdistanz ($r = ,484$; $p < ,001$), mit dem Knieabduktionsmoment ($r \geq ,528$; $p < ,001$) und der Knieabduktion ($r \geq ,521$; $p < ,001$). Für die Knierotation bestand ein negativer Zusammenhang, welcher für die SJs schwächer war.

Tab. 33. Korrelationen (r) zwischen Knieabduktionsmoment und den Hüftwinkeln in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexion		Hüftabduktion		Hüftrotation	
Knieabduktionsmoment		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	-,525	< ,001	-,069	,333	,571	< ,001
	32 cm	-,441	,002	-,090	,282	,629	< ,001
	40 cm	-,411	,003	-,139	,189	,678	< ,001
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,179	,125	,001	,497	,559	< ,001
	15 cm	-,148	,171	-,101	,259	,592	< ,001
	30 cm	-,025	,436	,179	,126	,641	< ,001
Unilaterale Landung	00 cm	,013	,467	,217	,081	,628	< ,001
	15 cm	-,144	,178	,034	,415	,627	< ,001
	30 cm	-,302	,026	,050	,376	,568	< ,001
Side Jump	50 %	-,017	,458	,112	,241	,528	< ,001
	70 %	,045	,388	-,039	,402	,484	< ,001
	90 %	-,200	,108	-,163	,157	,536	< ,001

Tab. 34. Korrelationen (r) zwischen Knieabduktion und den Hüftwinkeln in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexion		Hüftabduktion		Hüftrotation	
Knieabduktion		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	-,285	,034	,022	,446	,803	< ,001
	32 cm	-,158	,155	,008	,480	,818	< ,001
	40 cm	-,070	,330	-,102	,259	,817	< ,001
Unilateraler Drop Jump	00 cm	,076	,315	,140	,185	,849	< ,001
	15 cm	,192	,108	,133	,197	,815	< ,001
	30 cm	,456	,001	,378	,006	,805	< ,001
Unilaterale Landung	00 cm	,318	,019	,399	,004	,826	< ,001
	15 cm	,349	,011	,219	,079	,803	< ,001
	30 cm	,314	,021	,421	,003	,846	< ,001
Side Jump	50 %	,167	,145	,063	,345	,521	< ,001
	70 %	,161	,151	-,064	,342	,596	< ,001
	90 %	-,032	,423	-,256	,055	,600	< ,001

Tab. 35. Korrelationen (r) zwischen Knieaußenrotation und den Hüftwinkeln in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

Knierotation		Hüftflexion		Hüftabduktion		Hüftrotation	
		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,208	,093	-,125	,215	-,517	< ,001
	32 cm	,021	,446	-,047	,383	-,508	< ,001
	40 cm	-,030	,425	-,025	,438	-,491	< ,001
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,019	,453	-,046	,384	-,516	< ,001
	15 cm	,003	,493	-,047	,382	-,493	< ,001
	30 cm	-,140	,185	-,089	,284	-,428	,002
Unilaterale Landung	00 cm	-,026	,433	,030	,425	-,598	< ,001
	15 cm	-,080	,305	,029	,426	-,583	< ,001
	30 cm	-,135	,197	-,130	,207	-,609	< ,001
Side Jump	50 %	,061	,350	,029	,428	-,337	,015
	70 %	,272	,039	,120	,222	-,217	,081
	90 %	,353	,013	,329	,019	-,301	,030

Zusammenfassung

Die Ko-Kontraktionsstärke und die Oberkörperauslenkungen haben einen (geringen) Effekt auf die biomechanischen Indikatoren.

- Die unterschiedliche Gruppierung der Ko-Kontraktion in niedrig und hoch zeigte hinsichtlich der Oberkörperauslenkung kaum, für die Knieabduktion und -rotation lediglich vereinzelte Unterschiede.
- Das Knieabduktionsmoment war in der Gruppe der hohen Ko-Kontraktion bei bilateralen DJs, EBS und SJs geringer (Gruppendifferenz 0,09–0,22 Nm/kg).
- Bei EBS (S) gingen hohe laterale Oberkörperneigungen mit stärkeren Knieabduktionsmomenten ($r = ,379$; $p = ,006$) und -winkeln ($r = ,256$; $p = ,043$) einher.
- Die Zusammenhangsrichtung zwischen lateraler Oberkörperneigung und der Knieaußenrotation war bei vertikalen Bewegungsaufgaben positiv, bei lateralen negativ.
- Bei vertikalen Bewegungsaufgaben waren höhere Hüftabduktionsmomente mit stärkeren Knieabduktionsmomenten assoziiert ($r \geq ,271$; $p < ,05$).
- Die Hüftinnenrotation korrelierte mit dem Knieabduktionsmoment ($r \geq ,484$; $p < ,001$), der Knieabduktion ($r \geq ,521$; $p < ,001$) und -rotation ($r \geq -,301$; $p \leq ,030$).

5.2.2 Multivariate Zusammenhänge Oberkörper (Kinematik, Aktivierung) – Hüfte (Kinematik, Kinetik) – Kniestabilität (Kinematik, Kinetik)

Laterale Oberkörperneigung und Hüftabduktionsmoment als Prädiktoren für die Kniestabilität

Knieabduktionsmoment. Auf Grundlage der Literaturrecherche wurden die laterale Oberkörperneigung und das Hüftabduktionsmoment als Prädiktoren für die Kriteriumsvariable Knieabduktionsmoment in das Modell aufgenommen und für alle Bewegungsaufgaben jeweils von allen Sprungdistanzen untersucht. Für die bilateralen DJs aus niedriger Sprungdistanz erklärte das Modell 10 % ($F(2,39) = 3,35$; $p = ,046$), für die mittlere Sprungdistanz 9 % ($F(2,40) = 3,00$; $p = ,061$) und für die hohe Sprungdistanz lediglich 3 % ($F(2,39) = 1,55$; $p = ,226$) der Variabilität des Knieabduktionsmoments. Dabei konnten die Ergebnisse der mittleren und hohen Sprungdistanz mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht auf die Grundgesamtheit übertragen werden. Bei unilateralen DJs konnte das Modell, ähnlich wie bei beidbeiniger Ausführung, 11 % für die niedrige Sprungdistanz ($F(2,40) = 3,48$; $p = ,040$), für die mittlere Sprungdistanz bereits 17 % ($F(2,39) = 5,21$; $p = ,010$) und für die hohe Sprungdistanz 13 % ($F(2,40) = 4,13$; $p = ,023$) der Variabilität des Knieabduktionsmoments erklären. Eine noch höhere Vorhersagekraft zeigte das Modell bei unilateralen Landungen für die niedrige Sprungdistanz mit 24 % ($F(2,40) = 7,48$; $p = ,002$) sowie für die mittlere (21 %; $F(2,40) = 6,72$; $p = ,003$) und hohe (25 %; $F(2,39) = 7,99$; $p = ,001$) Sprungdistanz. Diese Resultate waren jedoch das Ergebnis des Prädiktors Hüftabduktionsmoment, der bereits einen Großteil der Variabilität der Kriteriumsvariable erklärte (S Hüftabduktionsmoment $\beta = ,386$; laterale Oberkörperneigung $\beta = ,236$; M Hüftabduktionsmoment $\beta = ,490$; laterale Oberkörperneigung $\beta = ,022$; L Hüftabduktionsmoment $\beta = ,542$; laterale Oberkörperneigung $\beta = -,017$). Entgegen der Vermutung, dass dieses Modell vor allem zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments bei lateralen Bewegungen geeignet ist, konnten nur 2 % durch beide Prädiktoren für die niedrige Sprungdistanz erklärt werden. Das Ergebnis konnte nicht auf die Grundgesamtheit übertragen werden ($F(2,40) = 0,601$; $p = ,553$). Dies galt für alle Sprungdistanzen, wobei das Modell für die mittlere Sprungdistanz ($R^2_{\text{korr}} = -,035$; $F(2,40) = 0,29$; $p = ,752$) und für die hohe Sprungdistanz ($R^2_{\text{korr}} = -,025$; $F(2,38) = 0,51$; $p = ,608$) weniger als 1 % der Variabilität erklärt.

Knieabduktion. Weiterhin wurden die laterale Oberkörperneigung und das Hüftabduktionsmoment als Prädiktoren für die Kriteriumsvariable Knieabduktion in das Modell aufgenommen. Das Regressionsmodell konnte für keine der Bewegungsaufgaben unabhängig von der Sprungdistanz zur Vorhersage des Knieabduktionswinkels herangezogen werden. Es konnte kein signifikantes Ergebnis erzielt werden und die Vorhersagekraft (R^2_{korr}) lag unter 10 %.

Knierotation. Für die niedrige Sprungdistanz bei bilateralen DJs konnte das Modell 12 % der Variabilität der Knierotation erklären ($F(2,39) = 3,70$; $p = ,034$). Eine ähnliche Vorhersagekraft erreichte das Modell bei SJs für die mittlere Sprungdistanz mit 12 % ($F(2,40) = 3,95$; $p = ,027$) und für die hohe Sprungdistanz mit 15 % ($F(2,38) = 4,48$; $p = ,018$).

Laterale Oberkörperneigung, Hüftabduktionsmoment und Hüftinnenrotation als Prädiktoren für die Kniestabilität

Knieabduktionsmoment. Für die bilateralen DJs aus niedriger Sprungdistanz erklärte das Modell, welches um die Hüftinnenrotation ergänzt wurde, 42 % ($F(3,38) = 10,68$; $p < ,001$), für die mittlere Sprungdistanz 49 % ($F(3,39) = 14,49$; $p < ,001$) und für die hohe Sprungdistanz 47 % ($F(3,38) = 12,96$; $p < ,001$) der Variabilität des Knieabduktionsmoments. Bei unilateralen DJs konnte das Modell 47 % für die Sprungdistanz S ($F(3,39) = 13,42$; $p < ,001$), 49 % für die Sprungdistanz M ($F(3,38) = 14,28$; $p < ,001$) und 66 % für die Sprungdistanz L ($F(3,39) = 27,62$; $p < ,001$) der Variabilität des Knieabduktionsmoments erklären. Eine noch höhere Vorhersagekraft als bei unilateralen DJs zeigte das Modell bei EBS für die niedrige Sprungdistanz mit 70 % ($F(3,39) = 33,85$; $p < ,001$), für die mittlere Distanz 65 % ($F(3,39) = 27,03$; $p < ,001$) und für die höchste 64 % ($F(3,38) = 25,22$; $p < ,001$). Diese Resultate waren insbesondere auf die Prädiktoren Hüftabduktionsmoment (S $\beta = ,488$; M $\beta = ,518$; L $\beta = ,591$) und Hüftinnenrotation (S $\beta = ,678$; M $\beta = ,652$; L $\beta = ,614$) und weniger auf die laterale Oberkörperneigung (S $\beta = ,174$; M $\beta = ,051$; L $\beta = -,018$) zurückzuführen. Entgegen der Vermutung, dass dieses Modell vor allem zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments bei lateralen Bewegungen geeignet ist, konnten nur 29 % durch die drei Prädiktoren für die Sprungdistanz S erklärt werden. Das Ergebnis war statistisch signifikant ($F(3,38) = 0,601$; $p = ,001$). Weiterhin erreichte das Modell für die mittlere Sprungdistanz 22 % ($F(3,39) = 5,03$; $p = ,005$) und für die hohe Sprungdistanz 35 % ($F(3,36) = 7,85$; $p < ,001$) eine Vorhersagekraft der Variabilität des Knieabduktionsmoments.

Knieabduktion. Für die bilateralen DJs aus Sprungdistanz S erklärte das Modell 63 % ($F(3,38) = 24,31$; $p < ,001$), für die mittlere Sprungdistanz 64 % ($F(3,39) = 26,36$; $p < ,001$) und für die hohe Sprungdistanz 65 % ($F(3,38) = 26,23$; $p < ,001$) der Variabilität der Knieabduktion. Bei unilateralen DJs konnte das Modell 70 % für die niedrige ($F(3,39) = 33,98$; $p < ,001$), 68 % für die mittlere ($F(3,38) = 29,46$; $p < ,001$) und 64 % für die hohe Sprungdistanz ($F(3,39) = 25,32$; $p < ,001$) der Variabilität der Knieabduktion erklären. Eine ähnliche Vorhersagekraft zeigte das Modell bei EBS für die Sprungdistanz S mit 72 % ($F(3,39) = 36,60$; $p < ,001$) sowie für die mittlere (64 %; $F(3,39) = 25,51$; $p < ,001$) und hohe (70 %; $F(3,38) = 32,79$; $p < ,001$) Sprungdistanz. Dabei erklärte der Prädiktor Hüftrotation (S $\beta = ,819$; M $\beta = ,801$; L $\beta = ,841$) einen Großteil der Variabilität der Kriteriumsvariable (Laterale Oberkörperneigung S $\beta = ,232$; M $\beta = ,116$; L $\beta = ,034$; Hüftabduktionsmoment S $\beta = ,011$; M $\beta = -,088$; L $\beta = -,070$). Das Modell eignete sich zur Vorhersage der Knieabduktion bei SJs aus geringer Sprungweite zu 23 % ($F(3,38) = 5,17$; $p = ,004$). Für die Sprungdistanz M konnten 33 % ($F(3,39) = 8,02$; $p < ,001$) und für die Sprungdistanz L 36 % ($F(3,36) = 8,34$; $p < ,001$) der Variabilität erklärt werden.

Knierotation. Für die bilateralen DJs aus Sprungdistanz S erklärte das Modell 40 % ($F(3,38) = 10,06$; $p < ,001$), für die mittlere Sprungdistanz 37 % ($F(3,39) = 9,17$; $p < ,001$) und für die hohe Sprungdistanz 33 % ($F(3,38) = 7,66$; $p < ,001$) der Variabilität der Knierotation. Bei unilateralen DJs konnte das Modell 27 % für die Sprungdistanz S ($F(3,39) = 6,19$; $p = ,002$), 24 % für die Sprungdistanz M ($F(3,38) = 5,34$; $p = ,004$) und 17 % für die Sprungdistanz L ($F(3,39) = 3,94$; $p = ,015$) der Variabilität erklären. Bei EBS konnten 34 % für die

Sprungdistanz S ($F(3,39) = 8,08$; $p < ,001$), 41 % für die mittlere ($F(3,39) = 10,60$; $p < ,001$) und 36 % für die hohe ($F(3,38) = 8,55$; $p = ,001$) Sprungdistanz erreicht werden. Das Modell eignete sich zur Vorhersage der Knierotation bei SJs von Sprungweite S zu 16 % ($F(3,38) = 3,63$; $p = ,021$), für die Sprungdistanz M zu 13 % ($F(3,39) = 3,04$; $p = ,040$) und für die Sprungdistanz L zu 25 % ($F(3,36) = 5,38$; $p = ,004$).

Die Hypothese H_{15-1} kann für das erste Modell aufgrund lediglich vereinzelter signifikanter Ergebnisse verworfen werden. Dahingegen kann H_{15-1} für das zweite Modell mit lateraler Oberkörperneigung, Hüftabduktionsmoment und Hüftinnenrotation beibehalten werden, da über alle Bewegungsaufgaben hinweg ein Zusammenhang mit den Parametern der Kniestabilität bestand.

Zusammenhang der Oberkörperauslenkung mit der Kniestabilität

Knieabduktionsmoment. Das Modell bestehend aus den Prädiktoren laterale Oberkörperneigung, Oberkörperflexion und -rotation eignete sich nicht, um die Kriteriumsvariable *maximales Knieabduktionsmoment* vorherzusagen (Tab. 36). Eine Ausnahme stellte das Regressionsmodell beim bilateralen DJ von Sprungdistanz S dar. Demnach konnte das Modell 17 % ($F(3,38) = 3,73$; $p = ,019$) der Variabilität des Knieabduktionsmoments vorhersagen. Durch die Rückwärts-Methode wurden zunächst die laterale Oberkörperneigung und anschließend die Oberkörperrotation aus dem Modell entfernt. Modell 3 mit dem Prädiktor Oberkörperflexion erklärte 18 % ($F(1,40) = 0,30$; $p = ,587$) der Variabilität. Bei den unilateralen DJs stieg die Variabilitätsaufklärung durch die drei Prädiktoren mit Höhe der Sprungdistanz von 1 auf 3 %. Im Gegensatz zu den bilateralen DJs blieb für die Sprungdistanz L der unilateralen DJs ausschließlich die Oberkörperrotation als Prädiktor in einem nicht signifikanten Regressionsmodell übrig, welche 7 % ($F(2,40) = 0,601$; $p = ,053$) der Variabilität erklärte. Bei den EBS und SJs wurden alle Prädiktoren aus dem Modell entfernt. Mit steigender Sprungdistanz nahm das korrigierte Bestimmtheitsmaß (R^2_{kor}) bei beiden Bewegungsaufgaben ab. Bei EBS von Sprungdistanz S blieb im letzten Modell die laterale Oberkörperneigung als Prädiktor bestehen, welcher 12 % ($F(1,41) = 6,861$; $p = ,012$) der Variabilität erklärte. Dahingegen wurde die Oberkörperrotation bei den SJs als letzter Prädiktor aus dem Modell entfernt und erklärte 1 % der insgesamt 2 % ($F(1,40) = 1,228$; $p = ,247$).

Knieabduktion und -rotation. Das Modell bestehend aus den Prädiktoren laterale Oberkörperneigung, Oberkörperflexion und -rotation eignete sich nicht, um die Kriteriumsvariable *Knieabduktion* zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments vorherzusagen (Tab. 58 A). Auch für die Kriteriumsvariable *Knierotation* eignete sich das Modell nur bedingt zu deren Vorhersage. Eine Vorhersage konnte beim bilateralen DJ von niedriger Sprungdistanz von 38 % ($F(3,38) = 9,19$; $p < ,001$) gemacht werden. Weiterhin für den SJ von Sprungdistanz M (19 %; $F(3,39) = 4,36$; $p = ,010$) und L (15 %; $F(3,35) = 3,26$; $p = ,033$) (Tab. 59 A).

Tab. 36. Zusammenhang der Oberkörperauslenkungen in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Oberkörperflexion			Laterale Oberkörperneigung			Oberkörperrotation		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,228$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,167$)			ANOVA: $F(3,38) = 3,73$; $p = ,019$					
		-0,03	0,01	,504*	0,02	0,03	,115	-0,02	0,02	-,144
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,072$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,001$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,01$; $p = ,400$					
		-0,02	0,01	-,222	0,01	0,03	,070	0,01	0,03	,066
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,073$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,000$)			ANOVA: $F(3,38) = 0,99$; $p = ,404$					
		-0,02	0,01	-,274	0,00	0,04	,002	0,00	0,03	-,019
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,025$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,050$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,025$; $p = ,803$					
		-0,01	0,01	-,069	0,00	0,03	,017	0,02	0,02	,151
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,059$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,013$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,82$; $p = ,490$					
		0,02	0,02	,182	-0,01	0,03	-,064	0,01	0,02	,106
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,099$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,030$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,43$; $p = ,274$					
		0,01	0,02	,094	0,01	0,03	,067	0,04	0,02	-,019

* $p < ,005$

Tab. 36. Fortsetzung

		Oberkörperflexion			Laterale Oberkörperneigung			Oberkörperrotation		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,144$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,078$)			ANOVA: $F(3,39) = 2,19$; $p = ,105$			0,00	0,02	-,014
		0,00	0,01	-,019	0,06	0,03	,377*			
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,029$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,046$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,38$; $p = ,767$			-0,01	0,02	-,074
		0,00	0,02	,042	0,03	0,03	,167			
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,019$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,058$)			ANOVA: $F(3,38) = 0,25$; $p = ,861$			0,01	0,03	,043
		-0,01	0,02	-,104	0,02	0,04	,071			
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,054$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,019$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,74$; $p = ,538$			-0,02	0,01	-,303
		0,01	0,02	,129	0,02	0,02	,239			
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,041$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,032$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,56$; $p = ,664$			0,00	0,01	,058
		0,01	0,01	,148	0,01	0,02	,103			
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,031$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,052$)			ANOVA: $F(3,35) = 0,38$; $p = ,770$			-0,01	0,02	-,116
		0,01	0,02	,161	0,02	0,02	,229			

* $p < ,005$

Zusammenhang der Oberkörperauslenkung und der neuromuskulären Aktivität auf die Kniestabilität

Knieabduktionsmoment. Das Modell der Oberkörperauslenkungen wurde mit der neuromuskulären Aktivität des Oberkörpers (Ko-Kontraktion) ergänzt. Während der EBS von Sprungdistanz S blieb im dritten Modell die Ko-Kontraktion und laterale Oberkörperneigung im Regressionsmodell ($R^2_{\text{kor}} = ,148$; $F(2,38) = 4,471$; $p = ,018$) übrig. Die Betawerte der Ko-Kontraktion ($\beta = ,194$; $p = ,191$) waren niedriger als die der lateralen Oberkörperneigung ($\beta = ,396$; $p = ,010$) und wurden im vierten Regressionsmodell entfernt. Für Sprungdistanz L der EBS konnte der Prädiktor im vierten Modell zu 12 % ($F(1,37) = 6,246$; $p = ,017$) die Variabilität der Kniebelastung vorhersagen. Dieser Prädiktor war mit $\beta = ,380$ signifikant ($p = ,017$). Für den SJ von Sprungdistanz M und L konnte lediglich eine Tendenz festgestellt werden, wobei die Ko-Kontraktion als letztes im Modell verblieb. Von Sprungdistanz S bildeten die Ko-Kontraktion und Rumpfrotation die letzten Prädiktoren. Insgesamt erreichte das Modell keine statistisch bedeutsame Relevanz.

Knieabduktion. Das Regressionsmodell mit den Prädiktoren Oberkörperflexion und -rotation, laterale Oberkörperneigung und Ko-Kontraktion konnte die Kriteriumsvariable Knieabduktion beim bilateralen DJ von Sprungdistanz S zu 19 % ($F(4,35) = 3,246$; $p = ,023$) vorhersagen. Jedoch wurde die Ko-Kontraktion als erster Prädiktor aus dem Modell entfernt, gefolgt von der Oberkörperrotation und lateralen Oberkörperneigung. Letztlich blieb die Oberkörperflexion als letzter Prädiktor im Modell und erklärt 16 % der Varianz der Knieabduktion ($F(1,38) = 8,591$; $p = ,006$). Auch für die mittlere Sprungdistanz eigneten sich die Ko-Kontraktion zusammen mit der Oberkörperflexion als Prädiktoren ($R^2_{\text{kor}} = ,067$; $F(2,38) = 3,281$; $p = ,048$). Dabei erreichten die Ko-Kontraktion ($\beta = ,350$ ($p = ,031$)) und die Oberkörperflexion ($\beta = -,282$; $p = ,078$) ähnliche Beta-Gewichte. Erneut konnte für den SJ lediglich eine Tendenz festgestellt werden, wobei die Ko-Kontraktion als letzter Prädiktor im Modell über alle Sprungdistanzen hinweg blieb.

Knierotation. Beim bilateralen DJ von niedriger Sprungdistanz erklärte das Modell 34 % der Varianz der Knieaußenrotation ($F(4,35) = 6,12$; $p = ,001$), jedoch wurde die Ko-Kontraktion als erstes aus dem Modell entfernt. Während der Ausübung von Sprungdistanz M erklärte das Modell 17 % ($F(4,36) = 3,04$; $p = ,030$), wobei die Oberkörperrotation anschließend aus dem Modell entfernt wurde. Für den SJ von Sprungdistanz M und L blieb die Oberkörperflexion als letzter Prädiktor im Modell (M $R^2_{\text{kor}} = ,125$; $F(1,38) = 6,59$; $p = ,014$; L $R^2_{\text{kor}} = ,121$; $F(1,35) = 5,97$; $p = ,020$).

Die Hypothese H_{16-1} wird bei der Überprüfung der Oberkörperauslenkung auf die Parameter der Kniestabilität verworfen. Es bestand lediglich ein Zusammenhang zwischen bilateralem DJ (S) und allen Parametern der Kniestabilität sowie weiterhin bei SJs (M, L) mit der Knierotation. Sobald die Oberkörperauslenkung mit der Ko-Kontraktion im Modell aufgenommen wird, kann die Hypothese H_{16-1} zum Teil beibehalten werden. Es bestand ein Zusammenhang zum Knieabduktionsmoment bei EBS und eine Tendenz beim SJ, ein Zusammenhang zur Knieabduktion bei bilateralem DJ und eine Tendenz beim SJ sowie letztlich ein Zusammenhang zur Knieaußenrotation bei bilateralem DJ und SJ.

Zusammenhang der Hüftkinematik und -kinetik in 3D mit der Kniestabilität

Hüftmomente und Kniestabilität. Wie bereits aus Tabelle 27 ersichtlich wird, bestanden vor allem zwischen dem Hüftabduktionsmoment und dem *Knieabduktionsmoment* Zusammenhänge bei der Durchführung vertikaler Bewegungsaufgaben. Auch die multivariate Analyse mit den Prädiktoren Hüftflexions-, Hüftabduktions- und Hüftrotationsmoment unterstreicht dieses Ergebnis (Tab. 37). Das gesamte Regressionsmodell konnte für die Vorhersage des Knieabduktionsmoments bei vertikalen Sprung- und Landungsaufgaben genutzt werden. Für den SJ eignete sich das Regressionsmodell nicht zur Vorhersage. Als nächstes wurde das Regressionsmodell auf die Kriteriumsvariable *Knieabduktion* untersucht. Dabei konnte das Regressionsmodell bestehend aus den Prädiktoren der Hüftmomente die Knieabduktion insbesondere beim unilateralen DJ vorhersagen (Tab. 38). Für die Kriteriumsvariable *Knierotation* konnte das Modell bestehend aus den Hüftmomenten die beste Vorhersage für den SJ treffen (Tab. 39). Lediglich für den unilateralen DJ von Sprungdistanz S erreichte das Modell das Signifikanzniveau ($R^2_{\text{korr}} = ,152$; $F(3,39) = 3,51$; $p = ,024$). Dabei wurden das Hüftflexionsmoment und -abduktionsmoment aus dem Modell entfernt, sodass das Hüftrotationsmoment noch 17 % der Varianz der Knierotation erklärte ($F(1,41) = 9,34$; $p = ,004$). Für den SJ aus mittlerer Sprungdistanz lag die Vorhersage bei 15 % ($F(3,39) = 3,45$; $p = ,026$) sowie für die Sprungdistanz L bei 19 % ($F(3,37) = 4,06$; $p = ,014$). Erneut verblieb das Hüftrotationsmoment im Modell (M $R^2_{\text{korr}} = ,181$; $F(1,41) = 10,27$; $p = ,003$; L $R^2_{\text{korr}} = ,174$; $F(1,39) = 9,43$; $p = ,004$).

Hüftauslenkung und Kniestabilität. Für die Regressionsanalyse wurde als signifikanter Prädiktor die Hüftrotation für die Vorhersage des Knieabduktionsmoments und -winkels für alle Bewegungsaufgaben und Sprungdistanzen hinweg, identifiziert (Tab. 40–42). Auch die Hüftflexion war ein signifikanter Prädiktor für die Vorhersage des Knieabduktionsmoments (Tab. 40). Dies traf für den bilateralen DJ, den unilateralen DJ (L), die unilaterale Landung und den seitlichen Sprung (L) zu. Für die Knieabduktion (Tab. 41) war die Hüftflexion nur für den unilateralen DJ von hoher Sprungdistanz ein signifikanter Prädiktor. Die Hüftabduktion eignete sich insbesondere zur Vorhersage der Knieabduktion bei bilateralen DJs (M, L) sowie für den SJ von weitester Sprungdistanz. Für den bilateralen DJ (L) waren alle drei Prädiktoren zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments signifikant. Das Modell eignete sich insbesondere zur Vorhersage der Knierotation (Tab. 42). Dies galt für alle Bewegungsaufgaben und Sprungdistanzen. Anhand der Tabelle 42 wird ersichtlich, dass vor allem der Prädiktor Hüftrotation die Knierotation vorhersagen konnte. Dies zeigte sich auch darin, dass die Hüftrotation als letzter Prädiktor im Modell bestehen blieb. Für den SJ von weitester Sprungdistanz waren alle drei Prädiktoren signifikant.

Der Zusammenhang zwischen Hüftdynamik und Kniestabilität konnte lediglich vereinzelt gefunden werden, womit Hypothese H₁₇₋₁ (Hüftdynamik) verworfen wird. Dahingegen gab es für die Hüftauslenkung für alle Bewegungsaufgaben und Sprungdistanzen einen Zusammenhang zur Kniestabilität. Insbesondere die Hüftinnenrotation konnte als stärkster Prädiktor identifiziert werden, der die Variation der dynamischen Kniestabilität erklärt. Hypothese H₁₇₋₁ wird hinsichtlich der Hüftauslenkung beibehalten.

Tab. 37. Zusammenhang der Hüftmomente in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexionsmoment			Hüftabduktionsmoment			Hüftrotationsmoment		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,214$ ($R^2_{\text{kor}} = ,152$)					ANOVA: $F(3,38) = 3,45$; $p = ,026$			
		0,02	0,08	,038	0,31	0,16	,322	0,71	0,44	,264
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,186$ ($R^2_{\text{kor}} = ,124$)					ANOVA: $F(3,39) = 2,98$; $p = ,043$			
		-0,16	0,10	-,351	0,10	0,18	,123	0,49	0,47	,228
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,089$ ($R^2_{\text{kor}} = ,017$)					ANOVA: $F(3,38) = 1,24$; $p = ,309$			
		-0,04	0,09	-,104	0,25	0,21	,227	-0,15	0,48	-,055
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,224$ ($R^2_{\text{kor}} = -,164$)					ANOVA: $F(3,39) = 3,76$; $p = ,018$			
		0,15	0,09	,230	0,53	0,19	,521*	-0,52	0,39	-,244
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,305$ ($R^2_{\text{kor}} = ,250$)					ANOVA: $F(3,38) = 5,57$; $p = ,003$			
		0,23	0,10	,320*	0,54	0,18	,446*	0,05	0,41	,019
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,099$ ($R^2_{\text{kor}} = ,030$)					ANOVA: $F(3,39) = 1,43$; $p = ,274$			
		0,21	0,09	,364*	0,41	0,12	,490*	-0,18	0,33	-,082

* $p < ,005$

Tab. 37. Fortsetzung

		Hüftflexionsmoment			Hüftabduktionsmoment			Hüftrotationsmoment		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,233$ ($R^2_{\text{korr}} = ,174$)			ANOVA: $F(3,39) = 3,96$; $p = ,015$			0,08	0,12	,099
		0,08	0,12	,099	0,55	0,18	,494*	-0,02	0,40	-,008
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,276$ ($R^2_{\text{korr}} = ,220$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,95$; $p = ,005$			0,12	0,10	,185
		0,12	0,10	,185	0,49	0,13	,580*	-0,36	0,40	-,150
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,380$ ($R^2_{\text{korr}} = ,330$)			ANOVA: $F(3,37) = 7,56$; $p < ,001$			0,17	0,08	,313*
		0,17	0,08	,313*	0,48	0,11	,579*	-0,09	0,38	-,035
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,066$ ($R^2_{\text{korr}} = -,006$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,92$; $p = ,441$			0,31	0,24	,362
		0,31	0,24	,362	0,34	0,27	,202	-0,78	0,65	-,333
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,119$ ($R^2_{\text{korr}} = ,051$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,76$; $p = ,171$			0,59	0,26	,760*
		0,59	0,26	,760*	0,19	0,32	,103	-1,11	0,57	-,685
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,057$ ($R^2_{\text{korr}} = -,020$)			ANOVA: $F(3,37) = 0,74$; $p = ,534$			0,15	0,26	,160
		0,15	0,26	,160	0,29	0,34	,145	-0,62	0,54	-,324

* $p < ,005$

Tab. 38. Zusammenhang der Hüftmomente in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexionsmoment			Hüftabduktionsmoment			Hüftrotationsmoment		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,105$ ($R^2_{\text{kor}} = ,034$)			ANOVA: $F(3,38) = 0,11$; $p = ,236$					
		-0,45	1,11	-,075	-0,63	2,32	-,049	12,53	6,27	,352
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,122$ ($R^2_{\text{kor}} = ,055$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,81$; $p = ,162$					
		-2,96	1,29	-,509*	-3,81	2,44	-,355	11,47	6,22	,416
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,007$ ($R^2_{\text{kor}} = -,071$)			ANOVA: $F(3,38) = 0,09$; $p = ,963$					
		-0,48	1,06	-,096	-0,94	2,64	-,072	2,72	5,99	,085
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,253$ ($R^2_{\text{kor}} = ,196$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,40$; $p = ,009$					
		3,08	1,08	,396*	1,55	2,15	,129	-10,28	4,51	-,409*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,320$ ($R^2_{\text{kor}} = ,267$)			ANOVA: $F(3,38) = 5,97$; $p = ,002$					
		4,32	1,04	,566*	1,82	1,84	,142	-2,15	4,26	-,074
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,266$ ($R^2_{\text{kor}} = ,209$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,71$; $p = ,007$					
		3,10	0,90	,524*	-0,52	1,26	-,061	-2,53	3,37	-,115

* $p < ,005$

Tab. 38. Fortsetzung

		Hüftflexionsmoment			Hüftabduktionsmoment			Hüftrotationsmoment		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,008$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,068$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,01$; $p = ,956$					
		0,86	1,61	,090	0,19	2,30	,015	0,16	5,20	,005
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,075$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,003$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,05$; $p = ,383$					
		2,01	1,22	,305	0,07	1,50	,008	-3,77	4,62	-,152
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,075$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,000$)			ANOVA: $F(3,37) = 1,00$; $p = ,403$					
		1,08	0,75	,257	-0,63	1,08	-,097	-0,79	3,63	-,039
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,047$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,027$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,05$; $p = ,596$					
		4,05	3,01	,387	0,83	3,33	,040	-10,47	8,11	-,364
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,109$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,041$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,59$; $p = ,207$					
		4,87	3,17	,513	-3,18	3,92	-,138	-10,12	6,96	-,511
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,053$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,024$)			ANOVA: $F(3,37) = 0,69$; $p = ,563$					
		-0,08	3,00	-,008	-1,40	3,86	-,061	-4,64	6,15	-,213

* $p < ,005$

Tab. 39. Zusammenhang der Hüftmomente in 3D mit der Knieaußenrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexionsmoment			Hüftabduktionsmoment			Hüftrotationsmoment		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,096$ ($R^2_{\text{kor}} = ,024$)			ANOVA: $F(3,38) = 1,34$; $p = ,276$					
		2,62	1,62	,296	-0,85	3,10	-,045	-6,95	9,20	-,134
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,074$ ($R^2_{\text{kor}} = ,003$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,04$; $p = ,385$					
		3,18	1,88	,387	3,15	3,54	,20	-11,55	9,03	-,296
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,081$ ($R^2_{\text{kor}} = ,009$)			ANOVA: $F(3,38) = 1,12$; $p = ,352$					
		1,90	1,42	,273	-0,70	3,56	-,038	-,171	8,07	-,038
Unilateral Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,212$ ($R^2_{\text{kor}} = ,152$)			ANOVA: $F(3,39) = 3,51$; $p = ,024$					
		-1,67	1,45	-,163	0,20	2,89	,013	14,35	6,07	,436*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,019$ ($R^2_{\text{kor}} = -,059$)			ANOVA: $F(3,38) = 0,19$; $p = ,866$					
		-0,81	1,70	-,078	-1,79	3,00	-,104	4,83	6,94	,122
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,006$ ($R^2_{\text{kor}} = -,070$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,08$; $p = ,970$					
		-0,60	1,37	-,077	-0,09	1,92	-,008	1,76	5,15	,061

* $p < ,005$

Tab. 39. Fortsetzung

		Hüftflexionsmoment			Hüftabduktionsmoment			Hüftrotationsmoment		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,017$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,059$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,22$; $p = ,882$					
		-0,95	2,23	-,071	-2,44	3,19	-,137	3,69	7,23	,091
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,032$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,042$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,43$; $p = ,730$					
		0,78	1,73	,085	-0,03	2,12	-,002	4,32	6,54	,126
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,020$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,059$)			ANOVA: $F(3,37) = 0,26$; $p = ,855$					
		-0,61	1,22	-,092	-0,51	1,75	-,050	-2,04	5,91	-,065
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,058$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,015$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,80$; $p = ,502$					
		0,195	3,17	,018	-1,98	3,51	-,090	6,01	8,55	,197
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,210$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,149$)			ANOVA: $F(3,39) = 3,45$; $p = ,026$					
		-2,01	3,03	-,209	-0,34	3,73	-,015	12,75	6,63	,637
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,247$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,186$)			ANOVA: $F(3,37) = 4,06$; $p = ,014$					
		-2,85	2,99	-,243	3,65	3,84	,142	15,34	6,14	,630*

* $p < ,005$

Tab. 40. Zusammenhang der Hüftauslenkung in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexion			Hüftabduktion			Hüftrotation		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,511$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,472$)			ANOVA: $F(3,38) = 11,24$; $p < ,001$					
		-0,02	0,01	-,406*	-0,02	0,01	-,150	0,02	0,01	,503*
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,552$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,517$)			ANOVA: $F(3,39) = 15,99$; $p < ,001$					
		-0,02	0,01	-,317*	-0,02	0,01	-,185	0,03	0,01	,628*
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,620$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,590$)			ANOVA: $F(3,38) = 20,67$; $p < ,001$					
		-0,02	0,01	-,341*	-0,03	0,01	-,229*	0,04	0,01	,661*
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,362$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,313$)			ANOVA: $F(3,39) = 7,37$; $p < ,001$					
		-0,02	0,01	-,239	0,01	0,02	,042	0,04	0,01	,570*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,410$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,365$)			ANOVA: $F(3,39) = 9,05$; $p < ,001$					
		-0,01	0,01	-,147	-0,02	0,02	-,136	0,05	0,01	,633*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,468$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,427$)			ANOVA: $F(3,39) = 11,43$ $p < ,001$					
		-0,02	0,01	-,271*	0,01	0,02	,076	0,05	0,01	,698*

* $p < ,005$

Tab. 40. Fortsetzung

		Hüftflexion			Hüftabduktion			Hüftrotation		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,458$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,416$)			ANOVA: $F(3,39) = 10,98$; $p < ,001$					
		-0,02	0,01	-,296*	0,02	0,02	,160	0,04	0,01	,680*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,506$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,468$)			ANOVA: $F(3,39) = 13,33$; $p < ,001$					
		-0,03	0,01	-,384*	0,01	0,02	,098	0,05	0,01	,714*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,529$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,492$)			ANOVA: $F(3,38) = 14,23$; $p < ,001$					
		-0,04	0,01	-,461*	0,00	0,02	-,022	0,06	0,01	,689*
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,356$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,305$)			ANOVA: $F(3,38) = 7,00$; $p = ,001$					
		-0,02	0,01	-,274	-0,01	0,01	-,126	0,06	0,01	,692*
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,254$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,196$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,42$; $p = ,009$					
		-0,01	0,01	-,095	-0,01	0,02	-,094	0,04	0,01	,525*
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,437$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,390$)			ANOVA: $F(3,36) = 9,33$ $p < ,001$					
		-0,03	0,01	-,348*	-0,02	0,01	-,191	0,06	0,01	,628*

* $p < ,005$

Tab. 41. Zusammenhang der Hüftauslenkung in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexion			Hüftabduktion			Hüftrotation		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,668$ ($R^2_{\text{kor}} = ,642$)			ANOVA: $F(3,38) = 25,48$; $p < ,001$					
		-0,06	0,06	-,097	-0,18	0,15	-,115	0,50	0,06	,800*
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,708$ ($R^2_{\text{kor}} = ,686$)			ANOVA: $F(3,39) = 31,52$; $p < ,001$					
		0,00	0,06	,004	-0,32	0,15	-,204*	0,56	0,06	,868*
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,705$ ($R^2_{\text{kor}} = ,682$)			ANOVA: $F(3,38) = 30,31$; $p < ,001$					
		0,02	0,06	,025	-0,32	0,15	-,193*	0,59	0,06	,841*
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,721$ ($R^2_{\text{kor}} = ,699$)			ANOVA: $F(3,39) = 33,57$; $p < ,001$					
		0,01	0,10	,006	0,04	0,15	,023	0,68	0,07	,845*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,681$ ($R^2_{\text{kor}} = ,656$)			ANOVA: $F(3,39) = 27,69$; $p < ,001$					
		0,14	0,98	,152	-0,12	0,13	-,097	0,61	0,07	,815*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,700$ ($R^2_{\text{kor}} = ,677$)			ANOVA: $F(3,39) = 30,30$; $p < ,001$					
		0,20	0,09	,214*	0,07	0,13	,050	0,54	0,07	,742*

* $p < ,005$

Tab. 41. Fortsetzung

		Hüftflexion			Hüftabduktion			Hüftrotation		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,709$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,687$)			ANOVA: $F(3,39) = 31,70$; $p < ,001$					
		-0,03	0,08	-,039	0,27	0,15	,185	0,53	0,06	,784*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,665$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,639$)			ANOVA: $F(3,39) = 25,78$; $p < ,001$					
		0,10	0,08	,134	0,02	0,14	,019	0,56	0,07	,764*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,734$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,713$)			ANOVA: $F(3,38) = 34,98$; $p < ,001$					
		0,06	0,07	,085	0,10	0,11	,087	0,51	0,06	,793*
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,302$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,247$)			ANOVA: $F(3,38) = 5,49$; $p = ,003$					
		-0,04	0,12	-,050	-0,21	0,17	-,185	0,65	0,17	,618*
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,376$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,328$)			ANOVA: $F(3,39) = 7,85$; $p < ,001$					
		0,00	0,13	,003	-0,19	0,17	-,146	0,53	0,11	,615*
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,475$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,431$)			ANOVA: $F(3,36) = 10,84$; $p < ,001$					
		-0,18	0,12	-,186	-0,37	0,16	-,286*	0,70	0,13	,659*

* $p < ,005$

Tab. 42. Zusammenhang der Hüftauslenkung in 3D mit der Knierotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Hüftflexion			Hüftabduktion			Hüftrotation		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,277$ ($R^2_{\text{kor}} = ,220$)			ANOVA: $F(3,38) = 4,85$; $p = ,006$					
		0,08	0,13	,095	-0,10	0,32	-,042	-0,44	0,13	-,487*
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,270$ ($R^2_{\text{kor}} = ,213$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,80$; $p = ,006$					
		-0,08	0,14	-,075	0,22	0,33	,099	-0,50	0,13	-,543*
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,250$ ($R^2_{\text{kor}} = ,191$)			ANOVA: $F(3,38) = 4,22$; $p = ,011$					
		-0,08	0,12	-,092	0,06	0,33	,026	-0,49	0,14	-,505*
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,267$ ($R^2_{\text{kor}} = ,210$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,73$; $p = ,007$					
		0,01	0,21	,007	0,04	0,33	,020	-0,55	0,15	-,519*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,247$ ($R^2_{\text{kor}} = ,189$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,27$; $p = ,011$					
		0,06	0,20	,052	0,03	0,28	,016	-0,51	0,14	-,502*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,189$ ($R^2_{\text{kor}} = ,124$)			ANOVA: $F(3,39) = 2,98$; $p = ,043$					
		-0,05	0,20	-,037	0,12	0,29	,068	-0,43	0,15	-,438*

* $p < ,005$

Tab. 42. Fortsetzung

		Hüftflexion			Hüftabduktion			Hüftrotation		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,416$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,371$)			ANOVA: $F(3,39) = 9,26$; $p < ,001$					
		0,13	0,16	,122	0,36	0,30	,175	-0,65	0,12	-,692*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,358$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,308$)			ANOVA: $F(3,39) = 7,24$; $p = ,001$					
		0,02	0,16	,022	0,22	0,26	,126	-0,63	0,14	-,611*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,384$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,335$)			ANOVA: $F(3,38) = 7,88$; $p < ,001$					
		-0,03	0,17	-,028	0,24	0,27	,127	-0,65	0,14	-,650*
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,193$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,130$)			ANOVA: $F(3,38) = 3,04$; $p = ,041$					
		0,21	0,14	,233	0,25	0,20	,200	-0,59	0,20	-,515*
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,182$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,120$)			ANOVA: $F(3,39) = 2,90$; $p = ,047$					
		0,35	0,15	,354*	0,14	0,19	,111	-0,29	0,13	-,336*
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,401$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,351$)			ANOVA: $F(3,36) = 8,03$; $p < ,001$					
		0,49	0,15	,451*	0,51	0,19	,346*	-0,52	0,16	-,425*

* $p < ,005$

Non-lineare Prädiktoreffekte auf die Kniestabilität bei unilateralem DJ und SJ

Unilateraler DJ. Es handelt sich hierbei um Untersuchungen inwieweit die Prädiktoren unter Berücksichtigung non-linearer interaktiver Effekte Fälle korrekt zu *niedrig* oder *hoch* zuordnen. Um Prädiktoren zu bestimmen, die das *Knieabduktionsmoment* möglichst genau vorhersagen, wurden binär logistische Regressionen mit unterschiedlichen Modellen berechnet. Um die kategoriale Einteilung des Kniemoments bei unilateralen DJs aus 30 cm Erhöhung am besten vorherzusagen, eigneten sich fünf Prädiktoren der Knie-, Hüft- und Oberkörperkinematik am besten. Demnach konnten die Knieflexion ($B = -0,503$; $SE = 0,195$; $Wald = 6,686$; $p < ,05$; $Exp(B) = 0,605$), Knieabduktion ($B = 1,055$; $SE = 0,437$; $Wald = 5,815$; $p < ,05$; $Exp(B) = 2,872$), Knieaußenrotation ($B = 0,256$; $SE = 0,131$; $Wald = 3,845$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,292$), Hüftinnenrotation ($B = 0,450$; $SE = 0,215$; $Wald = 4,370$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,568$) und die laterale Oberkörperneigung ($B = 0,695$; $SE = 0,357$; $Wald = 3,784$; $p < ,10$; $Exp(B) = 2,004$; *Konstante im Regressionsmodell:* 17,43) die Ausprägung des Knieabduktionsmoments am besten voraussagen. Jede dieser Variablen führte zu einer signifikanten Verbesserung des Modells ($4,285 < \Delta -2LL_p < 22,760$). Alle anderen Variablen waren nicht signifikant ($p > ,10$) und wurden aus dem Modell ausgeschlossen. Das Modell ist signifikant ($-2LL_0 = 59,59$; $-2LL_p = 15,19$; *likelihood-ratio* $X^2 = 45,40$; $p < ,001$), besitzt eine gute Anpassung ($R^2_{Cox\&Snell} = 0,64$; $R^2_{Nagelkerke} = 0,86$) und klassifizierte 95,3 % der Athletinnen und Athleten richtig in niedriges (95,2 %) oder hohes (95,5 %) Knieabduktionsmoment.

Zur Vorhersage einer niedrigen oder hohen *Knieabduktion* bei unilateralem DJ waren Variablen der Knie- und Hüftkinematik ausreichend. Das Modell bestehend aus den drei Prädiktoren Knieaußenrotation ($B = -0,198$; $SE = 0,092$; $Wald = 4,603$; $p < ,05$; $Exp(B) = 0,820$), Hüftflexion ($B = 0,308$; $SE = 0,141$; $Wald = 4,746$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,361$) und Hüftinnenrotation ($B = 0,507$; $SE = 0,216$; $Wald = 5,518$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,660$; *Konstante im Regressionsmodell:* -20,26) konnten 95,3 % der Athletinnen und Athleten richtig in niedrig (95,2 %) oder hoch (95,5 %) zuordnen. Jede dieser Variablen führte zu einer signifikanten Modellverbesserung ($6,607 < \Delta -2LL_p < 26,182$), wobei alle nicht signifikanten Variablen ausgeschlossen wurden ($p > 0,10$). Insgesamt war das Modell signifikant ($-2LL_0 = 59,59$; $-2LL_p = 19,47$; *likelihood-ratio* $X^2 = 40,12$; $p < ,001$) und besaß eine gute Anpassung ($R^2_{Cox\&Snell} = 0,61$; $R^2_{Nagelkerke} = 0,81$).

Das Ergebnis der binär logistischen Regression zur Vorhersage einer niedrigen oder hohen *Knierotation* bei unilateralen DJs identifizierte die Knieabduktion als signifikanten Prädiktor, wenn die Kniekinematik im Modell eingeschlossen wurde. Dabei konnte die Knieabduktion die Knierotation zu 62,8 % richtig in niedrig oder hoch zuordnen ($B = 0,189$; $SE = 0,065$; $Wald = 8,378$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,208$; *Konstante im Regressionsmodell:* -1,695). Die Hüftrotation wurde im Modell der Hüftkinematik als Prädiktor identifiziert, welcher die Knierotation zu 65,1 % richtig in niedrig oder hoch klassifizieren konnte ($B = 0,122$; $SE = 0,050$; $Wald = 6,049$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,130$; *Konstante im Regressionsmodell:* -1,373). Alle anderen Prädiktoren wurden aus den Modellen ausgeschlossen. Lediglich beim schrittweisen Hinzufügen der Prädiktorenblöcke mit Knie- und Hüftkinematik als auch Knie- und Hüftkinematik, sowie Oberkörperkinematik konnten die Knieabduktion mit der lateralen Oberkörperneigung als signifikante Prädiktoren in einem gemeinsamen Modell identifiziert werden. Die

Knieabduktion ($B = 0,225$; $SE = 0,080$; $Wald = 8,024$; $p < ,01$; $Exp(B) = 0,824$) und laterale Oberkörperneigung ($B = -0,492$; $SE = 0,221$; $Wald = 4,974$; $p < ,05$; $Exp(B) = 0,611$; *Konstante im Regressionsmodell*: -1,96) ordneten 75 % der Athletinnen und Athleten richtig in niedrig (72,2 %) oder hoch (77,3 %) zu. Jede dieser Variablen führte zu einer signifikanten Verbesserung des Modells ($6,664 < \Delta -2LL_p < 15,327$), wobei alle nicht signifikanten Variablen ausgeschlossen wurden ($p > 0,10$). Insgesamt war das Modell signifikant ($-2LL_0 = 39,72$; $-2LL_p = 55,05$; *likelihood-ratio* $X^2 = 15,33$; $p < ,001$) und besaß eine akzeptable Anpassung ($R^2_{Cox\&Snell} = 0,32$; $R^2_{Nagelkerke} = 0,43$).

Lateraler Sprung. Bei SJs von 90 % SW_{max} wurden zwei Modelle identifiziert, um die Ausprägung des *Knieabduktionsmoments* vorherzusagen. Das erste Modell zeigte zwei Prädiktoren, die die Gruppenzugehörigkeit zu 95,1 % (niedrig: 100 %; hoch: 90,9 %) der Athletinnen und Athleten richtig vorhersagten: Knieflexion ($B = -0,457$; $SE = 0,239$; $Wald = 3,672$; $p = ,055$; $Exp(B) = 0,633$) und Knieabduktion ($B = 0,704$; $SE = 0,315$; $Wald = 4,990$; $p < ,05$; $Exp(B) = 2,022$; *Konstante in der Regressionsfunktion*: 19,978). Jede dieser Variablen führte zu einer signifikanten Verbesserung des Modells ($12,634 < \Delta -2LL_p < 32,618$). Das Modell war signifikant ($-2LL_0 = 56,62$; $-2LL_p = 11,366$; *likelihood-ratio* $X^2 = 45,25$; $p < ,001$) und besaß eine gute Anpassung ($R^2_{Cox\&Snell} = 0,67$; $R^2_{Nagelkerke} = 0,89$). Das zweite Modell wurde um die Variable Hüftabduktion ergänzt: Knieflexion ($B = -10,149$; $SE = 707,659$; $Wald < 0,001$; $p > ,05$; $Exp(B) = 0,000$), Knieabduktion ($B = 18,738$; $SE = 1257,179$; $Wald < 0,001$; $p > ,05$; $Exp(B) = 137387379,53$) und Hüftabduktion ($B = 8,704$; $SE = 626,326$; $Wald < 0,001$; $p > ,05$; $Exp(B) = 6028,875$; *Konstante in der Regressionsfunktion*: 517,47). Auch hier führte jede Variable zu einer signifikanten Veränderung des Modells ($11,366 < \Delta -2LL_p < 31,070$), welches insgesamt eine Signifikanz ($-2LL_0 = 55,05$; $-2LL_p = 0,0$; *likelihood-ratio* $X^2 = 45,75$; $p < ,001$) mit sehr guter Anpassung ($R^2_{Cox\&Snell} = 0,75$; $R^2_{Nagelkerke} = 1,0$) aufwies. Durch dieses Modell konnten 100 % der Athletinnen und Athleten richtig in niedriges oder hohes Knieabduktionsmoment zugeordnet werden.

Für die Vorhersage der *Knieabduktion* in niedrig oder hoch beim SJ eignete sich ein Modell besonders. Dieses bestand aus vier Variablen der Knie-, Hüft-, Becken- und Oberkörperkinematik: Knieaußenrotation ($B = -0,349$; $SE = 0,155$; $Wald = 5,083$; $p < ,05$; $Exp(B) = 0,705$), Hüftinnenrotation ($B = 0,439$; $SE = 0,198$; $Wald = 4,915$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,551$), Beckenkipfung ($B = 0,235$; $SE = 0,117$; $Wald = 4,007$; $p < ,05$; $Exp(B) = 1,265$) und Oberkörperflexion ($B = 0,165$; $SE = 0,087$; $Wald = 3,545$; $p = ,060$; $Exp(B) = 1,179$; *Konstante in der Regressionsfunktion*: -21,180). Jede dieser Variablen führte zu einer signifikanten Veränderung des Modells ($5,007 < \Delta -2LL_p < 15,098$), welches insgesamt signifikant war ($-2LL_0 = 52,68$; $-2LL_p = 17,88$; *likelihood-ratio* $X^2 = 34,80$; $p < ,001$) und eine gute Anpassung ($R^2_{Cox\&Snell} = 0,60$; $R^2_{Nagelkerke} = 0,80$) aufwies. Zu 92,1 % wurden die Athletinnen und Athleten richtig in niedrig (89,5 %) oder hoch (94,7 %) korrekt zugeordnet.

Die richtige Klassifikation der *Knierotation* durch die im Kniekinematik-Modell verbliebene Knieabduktion oder dem im Kniedynamik-Modell verbliebenen Prädiktor Knieabduktionsmoment lag jeweils bei 75,6 %. Lediglich die Hüftkinematik in 3D erreichte einen höheren Vorhersagewert in die Kategorien niedrig oder hoch der Knierotation von 80 %. Demnach führten die Variablen Hüftflexion ($B = -0,107$; $SE = 0,052$; $Wald = 4,177$; $p < ,05$; $Exp(B) =$

0,899), Hüftabduktion ($B = -0,144$; $SE = 0,069$; $Wald = 4,416$; $p < ,05$; $Exp(B) = 0,866$) und Hüftrotation ($B = 0,177$; $SE = 0,066$; $Wald = 7,268$; $p < ,01$; $Exp(B) = 1,194$; *Konstante in der Regressionsfunktion*: 0,780) zu einer signifikanten Veränderung des Modells ($4,781 < \Delta -2LL_p < 6,719$), welches insgesamt signifikant war ($-2LL_0 = 38,32$; $-2LL_p = 55,45$ *likelihood-ratio* $X^2 = 17,14$; $p = ,001$) und eine akzeptable Anpassung ($R^2_{Cox\&Snell} = 0,35$; $R^2_{Nagelkerke} = 0,47$) aufwies. Bei Betrachtung der Knie- und Oberkörperkinematik blieben die Knieabduktion und Oberkörperflexion im Modell, welche gemeinsam zu 71,8 % die Knierotation richtig zuordnen konnten.

Zusammenfassung

Die laterale Oberkörperneigung, das Hüftabduktionsmoment und die Hüftinnenrotation sagen die Kniestabilität vorher.

- Unter Hinzunahme der Hüftinnenrotation in das Modell mit lateraler Oberkörperneigung und Hüftabduktionsmoment konnte die Variabilität des Knieabduktionsmoments (vertikale Bewegungsaufgaben bis 70 %; SJs bis 35 %), die Knieabduktion (bilaterale DJs bis 63%; unilaterale DJs und EBS bis 68%, SJs bis 31%) und die Knieaußenrotation (bis 41%) besser vorhergesagt werden.
- Das Modell bestehend aus den Prädiktoren laterale Oberkörperneigung, Oberkörperflexion und -rotation eignete sich nicht, um die Kriteriumsvariablen Knieabduktionsmoment, Knieabduktion und -außenrotation zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments vorherzusagen.
- Das Prädiktorenmodell aus Oberkörperauslenkungen und der Ko-Kontraktion wies Zusammenhänge mit dem Knieabduktionsmoment bei EBS und SJs (Tendenz) auf, mit der Knieabduktion bei bilateralen DJs und SJs (Tendenz) sowie letztlich Zusammenhänge mit der Knieaußenrotation bei bilateralen DJs und SJs.

Die Hüfte (Kinematik, Dynamik und Muskelkraft) beeinflusst die Kniestabilität und den Zusammenhang zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion.

- Zusammenhänge zwischen Hüftdynamik und Kniestabilität konnten lediglich vereinzelt gefunden werden.
- Die Hüftinnenrotation konnte als stärkster Prädiktor identifiziert werden, der die Variation der dynamischen Kniestabilität erklärt.

Non-lineare interaktive Prädiktoreffekte unterscheiden sich zum einen zwischen den Bewegungsaufgaben und zeigen zum anderen einen hohen eigenen Aufklärungsbeitrag für die laterale Oberkörperneigung, wenn diese mit der Kniekinematik und Hüftinnenrotation zur kategorialen Zuordnung des Knieabduktionsmoments und der Knierotation untersucht wird.

- Für den unilateralen DJ von hoher Fallhöhe konnten fünf signifikante Prädiktoren identifiziert werden, welche das Knieabduktionsmoment zu 95,3 % richtig in niedrig oder hoch zuordnen: Knieflexion, Knieabduktion, Knieaußenrotation, Hüftinnenrotation und die laterale Oberkörperneigung.

- Zur Vorhersage einer niedrigen oder hohen Knieabduktion beim unilateralen DJ eigneten sich insbesondere Prädiktoren der Knie- und Hüftkinematik (Knieaußenrotation, Hüftflexion und -innenrotation).
- Die Knieabduktion blieb mit der lateralen Oberkörperneigung als signifikanter Prädiktor in einem gemeinsamen Modell übrig, welches die Knierotation zu 65 % richtig zuordnen konnten.
- Für den SJ konnten zwei signifikante Prädiktorenmodelle identifiziert werden, welche das Knieabduktionsmoment zu 95,1 % bzw. 100 % richtig in niedrig oder hoch zuordnen: (1) Knieflexion, Knieabduktion und (2) Knieflexion, Knie- und Hüftabduktion.
- Vier signifikante Prädiktoren konnten die Knieabduktion beim SJ zu 92,1 % richtig in niedrig oder hoch zuordnen: Knieaußenrotation, Hüftinnenrotation, Beckenkipfung und Oberkörperflexion.
- Das Modell der Hüftkinematik konnte Fälle beim SJ hinsichtlich der Knierotation am besten zuordnen (80 %).

5.2.3 Einfluss der hüftumgebenden Muskelkraft auf den Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und Kniestabilität

Als weiterführende Untersuchung wurde die Hüftkraft und deren Einfluss auf den Zusammenhang zwischen Oberkörperpositionierung und der Kniestabilität sowie weiterhin zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion untersucht (Pauls, Fröhlich & Güllich, 2019)²⁰. Dabei wurden alle Bewegungsaufgaben inklusive stabiler sowie instabiler Untergrundbedingung eingeschlossen. Zusätzlich wurde der Effekt der Hüftmuskelkraft (Hüftabduktion / Außenrotation, vgl. Abb. 23a) auf die Auslenkung von Oberkörper, Knie und das Knieabduktionsmoment untersucht. Der durchgeführte Mediansplit lag bei den Frauen bei 215 N und bei den Männern bei 307 N. Daraus ergaben sich Mittelwerte von 210 N \pm 49 N für die Kategorie *schwach* und von 346 N \pm 89 N für die Kategorie *stark*. Die Ergebnisse der Korrelationsanalyse zeigten keine statistisch signifikanten Zusammenhänge zwischen der lateralen Oberkörperneigung und dem Knieabduktionsmoment ($r \leq ,150$; $p > ,05$; Ausnahme EBS S $r = ,379$; $p = ,006$; Tab. 26) sowie dem Knieabduktionswinkel ($r \leq ,148$; $p > ,05$; Ausnahme EBS S $r = ,256$; $p = ,043$; Tab. 27). Dahingegen konnten für beide Geschlechter über alle Bewegungsaufgaben hinweg signifikante Zusammenhänge zwischen dem Knieabduktionsmoment und -abduktionswinkel gefunden werden ($r \geq ,624$; $p < ,001$). Dieser positive Zusammenhang war in der Kategorie der starken Hüftmuskelkraft schwächer ausgeprägt ($,519 \leq r \leq ,859$; $p \leq ,019$) als in der schwachen Gruppe ($,624 \leq r \leq ,943$; $p < ,001$). In den Abbildungen 44 bis 46 sind die Interaktionen der drei Parameter laterale Oberkörperneigung, Knieabduktionswinkel und -abduktionsmoment für die vier Bewegungsaufgaben dargestellt. Zusätzlich wurden beide Untergrundbedingungen (stabil / instabil) für den unilateralen DJ und der EBS abgebildet. Alle Bewegungsaufgaben repräsentieren die Werte jeweils von der hohen Sprungdistanz bzw. Fallhöhe. Aus Abbildung 44 geht hervor, dass die Oberkörperposition in Frontalebene für die bilateralen DJs nahezu neutral blieb, wäh-

²⁰ Die Ergebnisse wurden auf der dvs-Tagung Sektion Trainingswissenschaft vorgestellt.

rend die unilateralen DJs die höchsten Werte erreichten. Dieses Ergebnis zeigte sich unabhängig von der Hüftmuskulaturkraft. Während dem SJ zeigte die laterale Oberkörperneigung in der starken Hüftmuskulaturkraftgruppe verglichen mit der schwachen eine Reduktion zu einer neutraleren Position.

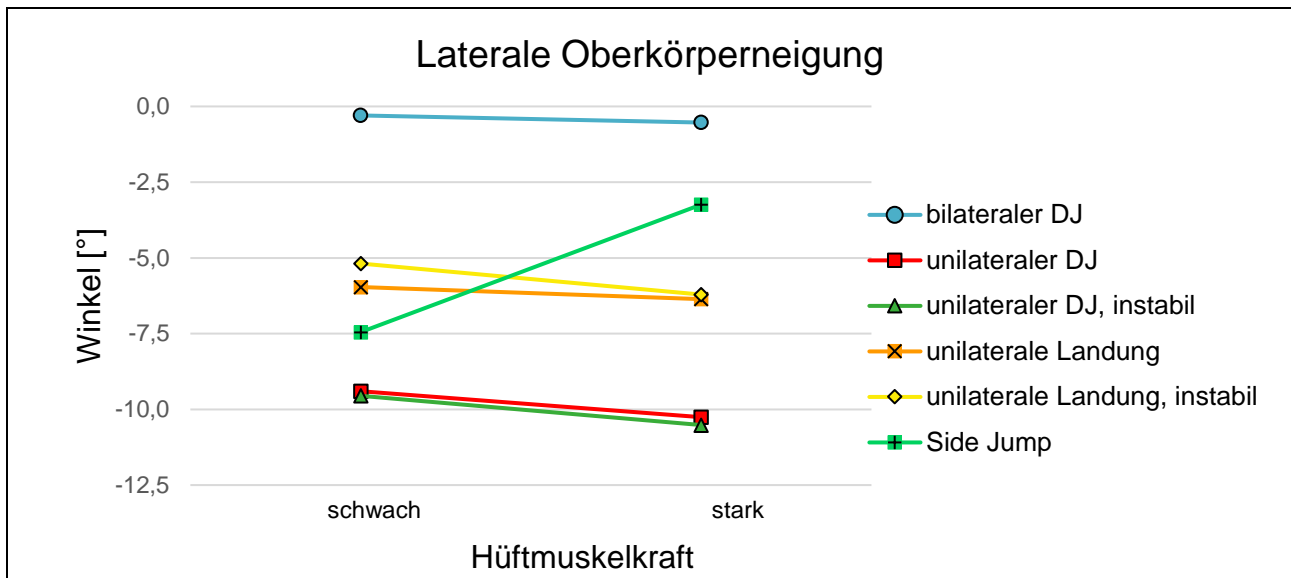


Abb. 44. Laterale Oberkörperneigung bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Hüftmuskulaturkraft (schwach / stark)

Es war eine einheitliche Erhöhung der Knieabduktion für die starke Hüftkraftgruppe bei allen Bewegungsaufgaben erkennbar (Abb. 45). Die Knieabduktion wies den höchsten Wert während der SJs und den kleinsten bei bilateralen DJs auf. Die Knieabduktionsmomente sind bei den unilateralen Landungen und unilateralen DJs in beiden Gruppen (schwach, stark) am höchsten und für den bilateralen DJ am geringsten (Abb. 46). Das Knieabduktionsmoment lag beim SJ mit Werten zwischen 1,4 und 1,7 Nm/kg im mittleren Bereich.

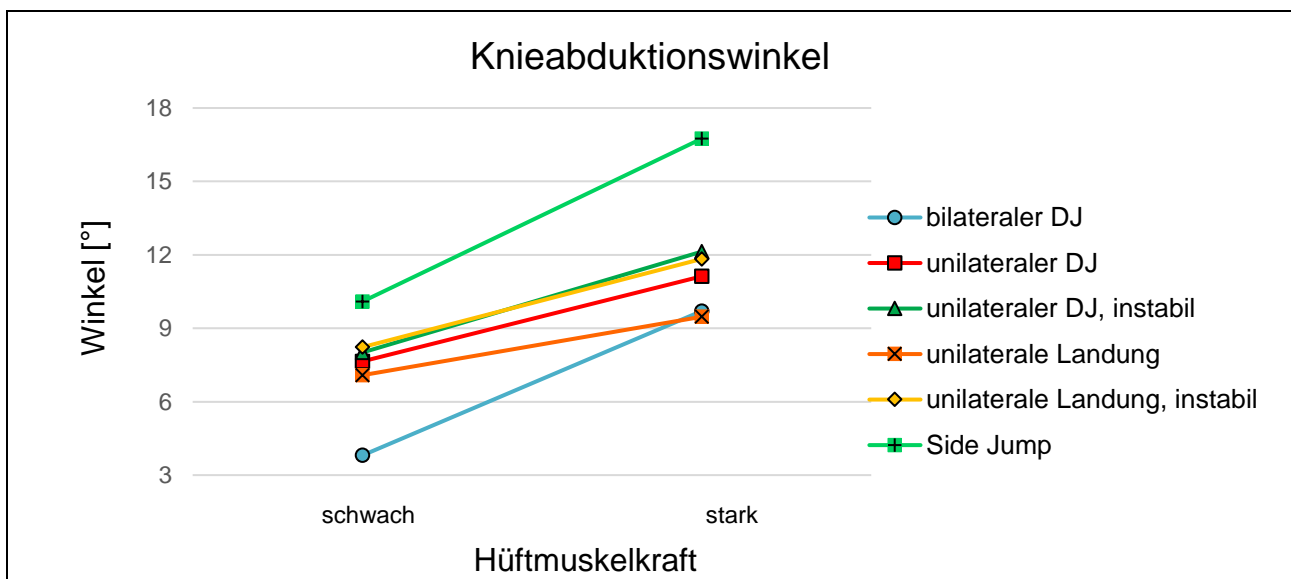


Abb. 45. Knieabduktionswinkel bei verschiedenen Bewegungsaufgaben abhängig von der Hüftmuskulaturkraft (schwach / stark)

Die Effektgröße für die Interaktion aus Bewegungsaufgabe und biomechanischen Markern war mit $p < ,001$ und $\eta^2_p = ,483$ sehr hoch. Eine mittlere Effektgröße zeigte die Interaktion aus den Bewegungsaufgaben und der Hüftmuskelkraft ($p = ,009$; $\eta^2_p = ,118$). Es konnte jedoch kein signifikanter Haupteffekt für die Hüftmuskelkraft ($p = ,062$; $\eta^2_p = ,138$) gefunden werden. Das Geschlecht ($p = ,448$; $\eta^2_p = ,024$) und die Interaktion aus Geschlecht und Hüftkraft erreichten keine statistisch signifikanten Effektstärken ($p = ,083$; $\eta^2_p = ,120$).

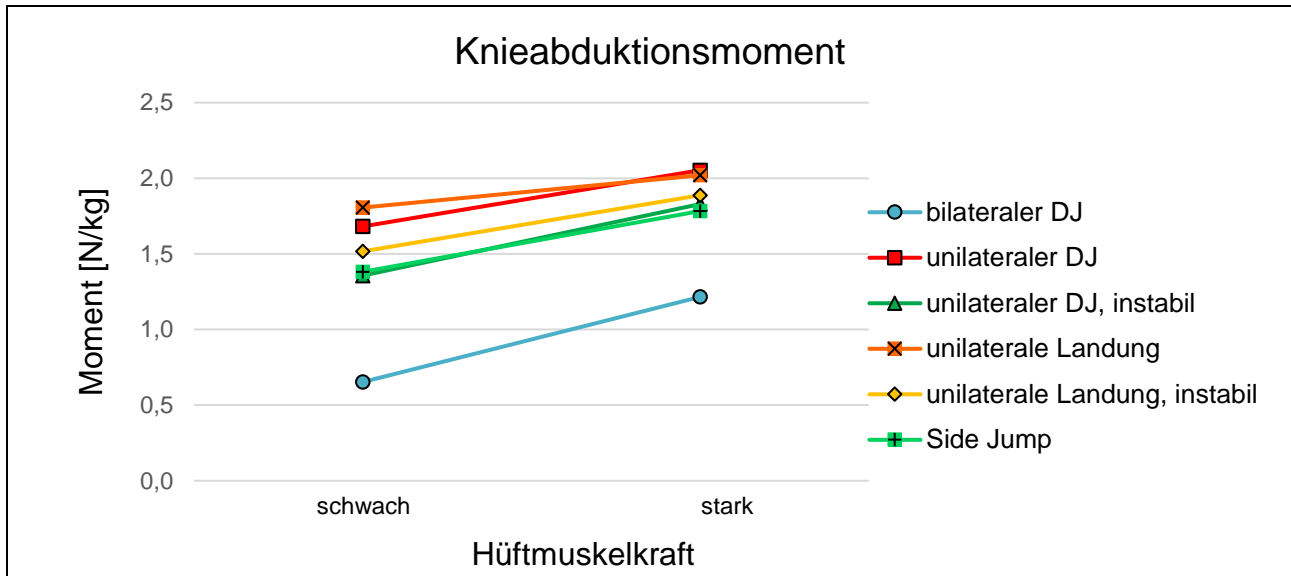


Abb. 46. Knieabduktionsmoment während verschiedener Bewegungsaufgaben abhängig von der Hüftmuskelkraft (schwach / stark)

Die Hypothese H₁₈₋₁ kann verworfen werden, da kein Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und der Kniestabilität bestand und sich diese nicht zwischen den Hüftkraftgruppen unterschied. Die Hüftkraft führte jedoch zu einem Unterschied im Zusammenhang zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion, wobei dieser in der starken Hüftkraftgruppe abgeschwächt war. Folglich kann H₁₉₋₁ beibehalten und Hypothese H₂₀₋₁ zum Teil beibehalten werden. Durch die Zuordnung in die schwache oder starke Hüftkraftgruppe konnte für die laterale Oberkörperneigung beim SJ sowie für die Knieabduktion bei allen Bewegungsaufgaben ein Unterschied festgestellt werden.

Zusammenfassung

Die Hüftkraft beeinflusst die Kniestabilität und den Zusammenhang zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion.

- Die laterale Oberkörperneigung blieb nahezu unbeeinflusst, Knieabduktion und das Knieabduktionsmoment fielen zwar in der Gruppe der hohen Hüftkraftgruppe (geringfügig) höher aus, es konnte jedoch kein signifikanter Haupteffekt der Hüftkraft nachgewiesen werden ($p = ,062$; $\eta^2_p = ,138$).
- Die Bewegungsaufgaben wurden in Abhängigkeit der Hüftkraftgruppierung unterschiedlich durchgeführt (Bewegungsaufgabe x Hüftkraft: $p = ,009$; $\eta^2_p = ,118$).
- Zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion bestand eine starke positive Korrelation ($r \geq ,624$; $p \leq ,001$), welche in der Gruppe der starken Hüftkraft abgeschwächt war ($,519 \leq r \leq ,859$; $p \leq ,019$).

6 Diskussion

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse aufgegriffen, diskutiert und mögliche Erklärungsansätze geliefert. Die Struktur wird aufgrund von Querbezügen der zwei zentralen Forschungsgegenstände angepasst, sodass zunächst die biomechanische Belastungsstruktur (Kap. 6.1) und die Sprungleistung (Kap. 6.2) beleuchtet werden. Daran schließen die Einflüsse der Oberkörperkontrolle (Kap. 6.3) und der Hüfte (Kap. 6.4) sowie non-lineare Prädiktoreffekte (Kap. 6.4) auf die Kniestabilität an. Dabei fließen die Ergebnisse der Gruppierungsvariablen Geschlecht und Sportart in die nachfolgend dargestellten Kapitel mit ein und werden nicht gesondert berichtet. Abschließend werden methodenkritische Reflexionen aufgegriffen (Kap. 6.6).

6.1 Biomechanische Belastungsstruktur bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben

Da die biomechanischen Indikatoren von der Bewegungsaufgabe abhängig waren und unterschiedlich ausfielen, liegt die Vermutung nahe, dass große Testbatterien zum Herausstellen von Indikatoren der Knieverletzungsgefahr und von Beinachsen-Fehlstellungen notwendig sind. Betrachtet man jedoch die Hauptindikatoren der Kniegelenksstabilität – das Knieabduktionsmoment, die Knieabduktion und -rotation – konnten nur geringe Unterschiede zwischen einigen Bewegungsaufgaben festgestellt werden. Es ist erkennbar, dass sich die drei Marker beim bilateralen DJ im Vergleich zu allen anderen Bewegungsaufgaben unterschieden (Tab. 43). Während aus dem paarweisen Vergleich hervorgeht, dass sich die anderen Bewegungsaufgaben nicht bzw. nur teilweise voneinander unterschieden. Insgesamt erreichten bilaterale Drop Jumps die niedrigsten oder neutralsten Werte (Tab. 13), weshalb die Aussagekraft zur Vorhersage von Kniegelenksverletzungen von einigen Autoren angezweifelt wurde (Krosshaug et al., 2016). Nichtsdestotrotz wird diese Bewegungsaufgabe häufig zu Analysezwecken der Kniegelenksstabilität herangezogen. Daher stellte sich die Frage, ob die Werte gemessen am bilateralen DJ mit den Werten bei der Ausführung der anderen Bewegungsaufgaben im Zusammenhang standen (Tab. 12). Somit könnten die Werte beim bilateralen DJ als Vorhersage der Kniestabilität genutzt werden. Es bestanden hohe Zusammenhänge ($KAb\ r \geq ,72$; $p < ,001$; $KAbM\ r \geq ,73$; $p < ,001$) zwischen den Merkmalsausprägungen beim bilateralen DJ und den anderen Bewegungsaufgaben. Werden geringe Knieabduktionswinkel und -abduktionsmomente beim bilateralen DJ erreicht, treten bei den anderen Bewegungsaufgaben folglich ebenfalls geringe Werte auf. Vor allem im individuellen, intrapersonellen Vergleich der Werte wurde dieser Trend bestätigt. In der Konsequenz bedeutet dies, dass bei denjenigen, die bereits während des bilateralen DJs geringere oder höhere Werte aufwiesen auch geringere bzw. höhere Werte bei den anderen Bewegungsaufgaben erwartet werden konnten. Da die Kniewinkel und Kniemomente in der Frontalebene bei unilateralen Bewegungsaufgaben bereits höhere Werte aufwiesen, einerseits Sportspielsituationen als auch andererseits verletzungsrelevante Situationen besser abbilden, haben auch diese ihre Berechtigung in Screeningverfahren. Letztlich

konnte in der vorliegenden Arbeit nachgewiesen werden, dass die Bewegungsaufgabe einen signifikanten Effekt auf die biomechanischen Indikatoren hat ($p \leq ,001$; $\eta_p^2 \geq ,32$; $p \leq ,001$). Zwei Variablen unterschieden sich zwischen allen Bewegungsaufgaben signifikant voneinander: die laterale Beckenkipfung nach unten auf der linken Seite ($p < ,005$) sowie das Hüftinnenrotationsmoment ($p \leq ,007$). Für die laterale Beckenkipfung konnte ferner die größte Effektstärke der Bewegungsaufgabe ($\eta_p^2 = ,797$; $p < ,001$) und ein weiterer Effekt der Sprungdistanz (unilateraler DJ: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,474$; EBS: $p < ,001$; $\eta_p^2 = ,512$) nachgewiesen werden. In der Folge erhöhte sich die laterale Beckenkipfung mit steigender Fallhöhe bzw. Sprungweite. Dabei ist unklar inwieweit die unterschiedlichen Fall- und Sprungdistanzen zwischen den verschiedenen Bewegungsaufgaben (vertikal: ein- und beidbeinig sowie die 50, 70 und 90 % bei SJs) jeweils äquivalente Belastungsstärken und -stufen darstellen. Das Hüftrotationsmoment, welches von der Variation der Sprungdistanz unbeeinflusst blieb, stand wiederum im Zusammenhang mit wiederholten VKB-Rupturen (Paterno et al., 2010).

Tab. 43. Übersicht der biomechanischen Belastungsstruktur bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben

			DJ BB	DJ EB	EBS	SJ
Oberkörper Winkel	Flexion		--	o	--	++
	Lateralneigung		--	++	o	o
	Innenrotation		--	--	--	++
Becken Winkel	Anteriore Kippung		o	o	--	++
	Laterale Kippung		+	--	--	++
	Innenrotation		-	++	++	--
Hüfte Winkel	Flexion		o	-	--	++
	Abduktion		--	--	--	++
	Innenrotation		--	o	o	++
Moment	Flexion		--	++	--	++
	Abduktion		--	++	++	--
	Innenrotation		--	++	+	o
Knie Winkel	Flexion		o	-	--	++
	Abduktion		--	o	o	++
	Außenrotation		-	o	+	o
Moment	Flexion		--	+	-	++
	Abduktion		--	++	++	+
	Innenrotation		--	++	+	+

Abweichungen vom Grand Mean: Abweichung $\pm 0,5 \cdot 95\%$ KI (o); Abweichung $> 0,5 \cdot 95\%$ KI (-, +); $> 95\%$ KI (--, ++); (95 % KI gemittelt aus Daten Tabelle 13)

Wie weiterhin aus den Ergebnissen hervorgeht, wurden maximale Knieabduktionen mit zunehmender Sprungdistanz bei lateralen Sprüngen erreicht. Dies trifft entgegen der Annahme jedoch nicht für die Kniegelenksdynamik zu, welche vergleichsweise geringe Werte

zu unilateralen DJs und EBS aufwies. Obwohl die Variation der Sprungdistanz bei unilateralen DJs und Landungen zu einer Reduktion der Knieabduktion führte, zeigte der Einfluss auf die Gelenkdynamik signifikant erhöhte Knieabduktionsmomente für alle Bewegungsaufgaben mit Ausnahme des bilateralen DJs. Bei den Bewegungsaufgaben unilateraler DJ und Landung hatte zudem das Geschlecht einen Einfluss auf die gesamte Kniodynamik. Männer erreichten durchweg höhere Werte verglichen mit Frauen, was bei EBS mit Zunahme der Fallhöhe verstärkt wurde (Interaktionseffekt Geschlecht x Sprungdistanz). Dies wirft die Frage auf, welcher bzw. welche Parameter trotz hohen Knieabduktionen bei den SJs dazu führten, dass die Knieabduktionsmomente geringer ausfielen.

Aus Analysen zum Verletzungsmechanismus gilt die Kombination aus Beinextension und Knieabduktion mit Tibiainnenrotation oder -außenrotation als potentiell gefährlich (Olsen et al., 2004). Überprüft man die Bewegungsaufgaben hinsichtlich dieser Parameter, wird erkennbar, dass der größte Unterschied in der Knieflexion (DJ_BB: 48,1°; DJ_EB: 46,1°; EBS: 39,5°; SJ: 58,2°) zu finden ist, welcher beim SJ am größten ausfiel. Weiterhin beschreibt Ireland (1999) eine hohe Hüftadduktion in Kombination mit hoher Innenrotation als „position of no return“, welche Auswirkungen auf die Mittellinie und somit auf die gesamte Beinachse hat. Eine hohe Hüftabduktion könnte in Zusammenhang mit dem Schutz des VKBs stehen (Brown et al., 2009). Hier lässt sich feststellen, dass die Hüftabduktion während des SJs (-15,7°) am höchsten ausgeprägt war, während das Hüftabduktionsmoment im Vergleich zum unilateralen DJ (2,0 Nm/kg) und EBS (2,0 Nm/kg) mit 0,9 Nm/kg deutlich geringer ausfiel. Auffällig ist auch, dass sich der bilaterale DJ und der SJ in allen Variablen der Frontal-, Sagittal- und Transversalebene unterschieden mit Ausnahme des Hüftabduktionsmoments. Zu berücksichtigen ist auch die Variation der Fallhöhen bzw. Sprungweiten, welche jedoch keinen Effekt auf die Hüftkinematik und -kinetik bei SJs hatte, bei unilateralen DJs und EBS hingegen jeweils zu einer signifikanten Erhöhung der Hüftabduktion und des Hüftabduktionsmoments führte. Gleichzeitig wiesen Athleten verglichen mit Athletinnen höhere Hüftabduktionsmomente auf. Dieser Effekt war abhängig von der Bewegungsaufgabe, sodass weibliche Athletinnen, anders als bei vertikalen Bewegungsaufgaben, bei SJs höhere Werte als Männer erreichten. Die Hüftinnenrotation als weiterer Indikator der Kniestabilität war beim SJ (13,3°) gefolgt von der unilateralen Landung (11,6°) ebenfalls am höchsten ausgeprägt. Die Variation der Sprungdistanz beeinflusste die Hüftinnenrotation dahingehend, dass sich diese unabhängig von der Bewegungsaufgabe erhöhte. Somit lassen sich einerseits die hohe Knieflexion und Hüftabduktion als gute Parameter der Kniestabilität und andererseits die Hüftrotation als Gegenspieler, welcher zu einer Erhöhung der Knieabduktion führen kann (McLean et al., 2005), identifizieren. Folglich ist die Hüfte als wichtiger Faktor anzusehen, da diese als Bindeglied zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten fungiert. Zur Begründung der Belastungscharakteristika beim SJ sollte die laterale Bewegungsrichtung berücksichtigt werden bei der das Knie während der Landung nach außen „gedrückt“ wird. Gleichzeitig könnten geringere Momente durch die reduzierte vertikale Sprunghöhe begründet werden. Ein Unterschied der Ausprägung in der Knieabduktion konnte in der vorliegenden Studie auf die Hüftkraft zurückgeführt werden. Durch eine stärkere Hüftkraft konnte die Knieauslenkung in Frontalebene verringert werden.

Um weitere Einflüsse zu identifizieren, wurden auch die Oberkörperauslenkungen berücksichtigt. Insgesamt wurde der bilaterale DJ im Oberkörper sehr neutral²¹ durchgeführt, was für mehr Stabilität bei beidbeiniger Durchführung unabhängig von der Sprungdistanz spricht. Die Variation der Sprungdistanz kommt demnach bei unilateral und lateral durchgeführten Bewegungsaufgaben für die Oberkörperauslenkung besser zum Tragen (Tab. 44). Interessanterweise hat sich gezeigt, dass die Oberkörperflexion und -rotation bei den SJs am höchsten ausfielen (TA_x 21,5° vs. ≤ 17,8°; TA_z -16,4° vs. ≥ 0,8°), die laterale Oberkörperneigung (-5,7°) jedoch ähnliche Werte aufwies wie die EBS (-5,7°) bzw. geringere als die unilateralen DJs (-10,2°). Für die laterale Oberkörperneigung wiesen Männer bei den SJs höhere Werte als Frauen auf. Die Stichprobe bzw. Sportart hatte einzig einen geringen Effekt auf die Oberkörperauslenkungen. Demnach hatten Allroundsportler höhere Oberkörperflexionen als Judoka, was womöglich auf eine höhere Oberkörperstabilität der Judoka zurückgeführt werden könnte. Dies konnte in dieser Studie jedoch nicht getestet werden, da dazu Rumpfkrafttests notwendig sind. Insgesamt ist der Effekt der Sportart auf die Oberkörperpositionierung sowie auf die unteren Extremitäten noch nicht ausreichend untersucht und es finden sich hierzu keine vergleichbaren Studien. Auch die Ko-Kontraktion im Oberkörper lieferte hierzu keinen Anhaltspunkt für den Effekt der Sportart.

Tab. 44. Veränderung biomechanischer Indikatoren mit zunehmender vertikaler Fallhöhe bzw. lateraler Sprungweite (o = gleichbleibend; ↑ / ↓ = nimmt zu / nimmt ab)

			DJ BB	DJ EB	EBS	SJ
Oberkörper Winkel	Flexion		↓	↓	↓	↑
	Lateralneigung		o	↓	o	↑
	Innenrotation		o	↑	↑	↑
Becken Winkel	Anteriore Kippung		o	↓	o	↑
	Laterale Kippung		o	↑	↑	o
	Innenrotation		o	↑	↑	o
Hüfte	Winkel	Flexion	o	↓	↓	↑
		Abduktion	o	↑	↑	o
		Innenrotation	o	↓	o	↑
	Moment	Flexion	↑	↓	o	o
		Abduktion	o	↑	↑	o
		Innenrotation	o	o	o	o
Knie	Winkel	Flexion	o	↓	↓	↑
		Abduktion	o	↓	↓	↑
		Außenrotation	o	↓	o	↑
	Moment	Flexion	↑	o	↑	o
		Abduktion	↑	↑	↑	↑
		Innenrotation	↑	↑	↑	o

²¹ Hier definiert durch Werte nah an der Neutral-Null-Stellung (0°).

Vergleicht man die Bewegungsaufgaben miteinander werden typische Charakteristika der Belastungsindikatoren deutlich (Tab. 43), wobei die größten Unterschiede zwischen bilateralen DJs und SJs bestanden. Dies wird insbesondere im Vergleich zum Gesamtmittelwert (Grand Mean) aller gemittelten Werte der Bewegungsaufgaben (Tab. 13) deutlich.

Bilaterale DJs waren gekennzeichnet durch geringe Knieabduktion und -außenrotation, geringes Knieabduktionsmoment und geringe Oberkörperauslenkungen. Während unilaterale DJs durch moderate Knieabduktion und -außenrotation, aber relativ starkes Knieabduktionsmoment mit relativ starker lateraler Oberkörperneigung, moderater Oberkörperflexion bei geringer Oberkörperrotation gekennzeichnet waren. Die Bewegungsaufgaben bi- und unilaterale DJs ähnelten sich in den biomechanischen Belastungsstrukturen für die Beckenkipfung, Hüft- und Knieflexion. Es konnte gezeigt werden, dass der Oberkörper bei unilateralen DJs eine Stellschraube mit höherer lateraler Oberkörperneigung darstellt. Eine wesentliche Veränderung durch die einbeinige Ausführung trat demnach in Frontal- und Transversalebene auf. Grund dafür könnte die fehlende Stabilität durch die beidbeinige Ausführung sein. Stellt man den bilateralen DJ der unilateralen Landung gegenüber, unterschieden sich wesentliche Parameter der Kniestabilität zwischen diesen Bewegungsaufgaben. Das Knie wurde bei EBS entsprechend mehr belastet mit moderater Knieabduktion, aber starker Knieaußenrotation und relativ starkem Knieabduktionsmoment, was mit einem potentiellen Verletzungsrisiko für das Kniegelenk einhergehen und die mechanische Achsensymmetrie negativ beeinflussen könnte. Trotz einbeiniger Ausführung könnte die fehlende dynamische Komponente, in diesem Fall der erneute Absprung, noch mit mehr Stabilität verbunden sein. Die EBS waren gekennzeichnet durch moderate laterale Oberkörperneigung, relativ geringe Oberkörperflexion und -rotation. Nur für die Rotation zeigten die EBS geringfügig höhere Werte. Von den drei Parametern der Oberkörperauslenkung war die Oberkörperrotation insgesamt die von den Bewegungsaufgaben am stärksten beeinflusste Variable ($\eta_p^2 = ,733$; $p < ,001$). In wesentlichen Parametern der Kniestabilität (KAb, KAbM, KIR) unterschieden sich die Bewegungsaufgaben EBS und unilateraler DJ jedoch nicht. Die Knieabduktionen zeigten einen Unterschied von weniger als 1° , die Momente waren identisch. Dies traf teilweise auch auf den Vergleich der unilateralen DJs mit den SJs sowie den EBS mit den SJs zu. Die SJs waren gekennzeichnet durch relativ starke Knieabduktion, moderate Knieaußenrotation, starkes Knieabduktionsmoment, moderate laterale Oberkörperneigung, relativ starke Oberkörperflexion und -rotation. Somit lagen wesentliche Unterschiede zwischen den SJs und den anderen Bewegungsaufgaben in der Oberkörperauslenkung. Die höchsten lateralen Oberkörperneigungen wurden bei unilateralen DJs erreicht. Welche Auswirkung die Oberkörperauslenkung auf die Kniestabilität hat, wird in Kapitel 6.3 aufgegriffen.

Im Vergleich zu vorhandener Literatur zeigten relevante Parameter der Kniestabilität beim SJ vergleichbare Ergebnisse, obwohl es sich in der vorliegenden Arbeit um eine komplexe dynamische Bewegungsaufgabe gehandelt hat. Dies machte sich vor allem in der Rotationsachse bemerkbar mit deutlich höheren Oberkörper-, Hüft- und Knierotationen im Vergleich zu lateralen reaktiven Sprüngen ohne Körperrotation (Mornieux et al., 2019; Mornieux et al., 2017b). Angaben zur Kniegelenksdynamik fehlen in diesen Vergleichsstudien jedoch, um die Belastung auf das Kniegelenk miteinander vergleichen zu können. Eine weitere Studie zu lateralen Sprüngen stellt die Ergebnisse der Kniedynamik in Newtonmeter dar

(Fleischmann et al., 2011). Erneut ist ein direkter Vergleich nicht möglich, da in der vorliegenden Arbeit die Werte auf das Körpergewicht normiert wurden. Kristianslund und Krosshaug (2013) führten seitliche Richtungswechsel durch nachdem die Probanden mit Anlauf nach vorne auf eine Kraftmessplatte sprangen. Die hier analysierten maximalen Kniewinkel waren mit Ausnahme der Knierotation, welche in der vorliegenden Studie größer ausgeprägt war ($12,6^\circ$ vs. 22°), vergleichbar (Knieflexion ca. 60° ; Knieabduktion ca. 12°). Auch das Knieabduktionsmoment lag bei beiden seitlichen Sprüngen bei ca. $1,6 \text{ Nm/kg}$. Zu berücksichtigen sind hier die unterschiedlichen Angaben von Maximalwerten zu den Werten gemessen zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments. In der Studie von Kristianslund und Krosshaug (2013) wurden beidbeinige Drop Jumps aus 30 cm Sprunghöhe aufgenommen. Im Vergleich zur vorliegenden Studie waren die maximalen Knieflexionen größer, die Knierotationen hingegen geringer ausgeprägt, die Knieabduktionen waren vergleichbar. Letzteres unterstützt die Annahme, dass maximale Knieabduktionen auch zum Zeitpunkt maximaler Knieabduktionsmomente auftreten. Weiterhin traten bei EBS aus 30 cm Fallhöhe ähnliche Knieabduktionen auf (Jones et al., 2014). McCurdy et al. (2012) untersuchten bi- und unilaterale DJs vor und nach einem Krafttraining. Bei unilateralen DJs aus 30 cm Höhe konnten in der Kontroll- und Trainingsgruppe im pre-Test geringere maximale Knieabduktionen ($11,7\text{--}12,4^\circ$) verglichen mit beidbeinigen DJs aus 60 cm Höhe ($13,7\text{--}14,1^\circ$) erreicht werden. Demgegenüber war die maximale Knieabduktion in der vorliegenden Studie höher. Erneut sei darauf hingewiesen, dass die Auswertung zu unterschiedlichen Zeitpunkten stattgefunden hat, was die Vergleichbarkeit erschwert.

In diesem Zusammenhang sollte auch der unterschiedliche Einfluss der Sprungdistanz auf die einzelnen Bewegungsaufgaben nochmals berücksichtigt werden (Tab. 44). Mit zunehmender Sprungdistanz nahmen die Oberkörperauslenkungen in 3D beim SJ zu. Die Variation der Fallhöhe führte beim bilateralen DJ zu einer Reduktion der Oberkörperflexion und zu einem Anstieg des Hüftflexionsmoments sowie zum geringem Anstieg der Kniemomente, wobei alle anderen Variablen nahezu unverändert (Signifikanzniveau nicht erreicht) blieben. Insgesamt können die Effekte der Fallhöhe beim bilateralen DJ vernachlässigt werden, was gegen ein Screeningverfahren mit dieser Bewegungsaufgabe spricht, wenn adäquate Belastungssteigerungen gewünscht sind. Bei unilateralen vertikalen Bewegungsaufgaben (unilateraler DJs, EBS) führte die Variation der Fallhöhe entgegen der Annahme teils zu geringeren Kniewinkeln, wobei die laterale Oberkörperneigung keine bzw. eine geringe Veränderung zeigte. Die Variation der Fallhöhe hatte bei beidbeinigen DJs demnach keinen Effekt und brachte bei einbeinig durchgeführten vertikalen Bewegungsaufgaben kein potentiell erhöhtes Risiko (Belastungssteigerung) der Kniekinematik mit sich. Auch die instabile Bodenbedingung ging nicht mit einer veränderten Kniekinematik einher. Mit steigender Fallhöhe bzw. Sprungweite erhöhte sich jedoch bei allen unilateralen Bewegungsaufgaben das Knieabduktionsmoment wesentlich als verletzungsrelevanter Indikator der Kniestabilität. Ein Grund für den unterschiedlichen Effekt der Sprungdistanz könnte neben der Unterscheidung der Bewegungsrichtung in vertikal und lateral die Dynamik der Bewegungsaufgaben sowie die Auswahl der Belastungsstufen darstellen. Während sich diese bei den SJs an der individuell erreichten Maximalleistung orientierten, waren die Absprunghöhen bei den anderen

Bewegungsaufgaben kongruent mit vorhandener Literatur. Es kann geschlussfolgert werden, dass die Variation der Sprungdistanz beim SJ besser zum Tragen kommt.

Die Ergebnisse lassen darauf schließen, dass Unterschiede zwischen den verschiedenen Testaufgaben eher auf Unterschieden im Charakter der Aufgaben als in Unterschieden in den Belastungsstärken beruhen. Zum einen waren die Unterschiede in vielen biomechanischen Indikatoren zwischen den Bewegungsaufgaben größer als zwischen den Belastungsstufen innerhalb der einzelnen Bewegungsaufgaben und zum anderen wird in der Übersicht der Belastungsstrukturen bei verschiedenen Sprung- und Landungsaufgaben (Tab. 43) deutlich, dass die verschiedenen Bewegungsaufgaben unterschiedliche Belastungsmuster beinhalteten. Die größten Unterschiede, die durch die Variation der Fallhöhe bzw. Sprungweite hervorgerufen wurden, lagen oft zwischen den Sprungdistanzen S und L sowie zwischen M und L. Die Ursache dafür könnte in der Auswahl der Sprungdistanz S mit 0 cm bei unilateralen DJs und EBS liegen. Erstens unterschied sich die Bewegungsausführung in der anfänglichen Absprunghase, da ein aktiver Sprung und weniger ein Drop durchgeführt wurde. Zudem ist die anfängliche Bewegungsrichtung mehr nach anterior als vertikal ausgerichtet. Zweitens könnte sich die Steigerung von je 15 cm zwischen den Fallhöhen nicht linear verhalten haben. Weiterhin sollte berücksichtigt werden, dass durch die Bewegungsaufgaben drei Variationen der Sprungdistanzen entstanden sind (24, 32, 40 cm vs. 00, 15, 30 cm vs. 50, 70, 90 % SW_{max}), die womöglich keine vergleichbare Belastungssteigerung auf die biomechanischen Parameter abbilden.

Effekte der Untergrundbedingung

Der Effekt der Untergrundbedingung schlug sich in niedrigeren Knie- und Hüftmomenten nieder. Dies ist insofern einleuchtend, da die instabile Unterlage dämpfend wirkte und Bodenreaktionskräfte abgefangen haben könnte, woraus wiederum niedrigere Gelenkmomente resultierten. Auch die Ausnahme erhöhter Knieflexionsmomente bei unilateralen DJs erscheint nachvollziehbar, da die Airexmatte zum Einsinken führte, wobei man zu einer größeren Knieflexion neigte. Auch wenn kein signifikanter Effekt auf die Kniekinematik nachgewiesen werden konnte, veränderte sich diese dahingehend, dass sich unter instabilem Untergrund die Knieflexion vergrößerte und die Knierotation verringerte. Die Knieabduktion, welche als ein Prädiktor der Knieverletzung und der Achsensymmetrie herangezogen werden kann, blieb unverändert. Die Ergebnisse lassen keine eindeutige Schlussfolgerung zu, ob ein instabiler Untergrund als adäquate Belastungssteigerung geeignet ist. Die Ergebnisse weisen jedoch auf das Gegenteil hin. Letztlich ging der instabile Untergrund mit keiner signifikanten Änderung der für die Verletzungsgefahr und Beinachsen-Fehlstellungen relevanten Parameter einher. Dies zeigten auch Studienergebnisse, welche die Airexmatte als Übungsbestandteil eines neuromuskulären Trainings einsetzten (Hewett et al., 2017). Für Folgestudien wäre es von Interesse, sofern möglich, weitere Bewegungsaufgaben miteinzubeziehen.

Unterschiede in den Gruppierungsvariablen

Die Stichprobe bzw. Sportart zeigte einen geringen Effekt auf die Oberkörperauslenkungen, insgesamt können die Effekte der Gruppierungsvariable Sportart jedoch vernachlässigt werden. Haupteffekte der Gruppierungsvariable Geschlecht konnten für die gesamte Kniodynamik gefunden werden, wobei Männer höhere Kniemomente zeigten. Auch das Hüftabduktionsmoment war bei Männern größer ausgeprägt. Lediglich die anteriore Beckenkipfung war bei Frauen stärker. Insgesamt ließen sich diese Effekte jedoch nicht auf alle Bewegungsaufgaben übertragen. Die zwei wichtigsten Geschlechtsunterschiede sind:

- Unilateraler DJ + EBS: höhere Knieabduktionsmomente bei Männern
- SJ: erhöhte laterale Oberkörperneigung bei Männern

Entgegen der Annahme, dass Männer stabiler waren, haben Frauen neutralere Rumpfpositionen mit geringerer lateraler Oberkörperneigung eingenommen. In diesem Zusammenhang wird diskutiert, ob eine höhere laterale Oberkörperneigung, welche auch mit Verletzungen korreliert, mit einer Leistungssteigerung einhergeht. Dies könnte die höheren Auslenkungen der männlichen Athleten erklären, welche gleichzeitig eine höhere Leistung erbrachten. Hinweise darauf liefern auch Mornieux et al. (2019), welche erhöhte Oberkörperauslenkungen nach einer Trainingsintervention der Rumpfmuskulatur bei lateralen reaktiven Sprüngen feststellen konnten. Die pre-post Unterschiede der untersuchten 19 Frauen zeigten höhere Rumpfkraftwerte bei gleichzeitig erhöhter lateraler Oberkörperneigung. Der absolute Unterschied in der Oberkörperauslenkung lag jedoch nur bei ca. 2°. Konträr dazu fanden Weltin et al. (2015) bei lateralen Sprüngen keinen Geschlechtsunterschied in der lateralen Oberkörperneigung. In der vorliegenden Studie lag der Unterschied zwischen Frauen und Männern höher bei 4,8°, was auf die höhere Dynamik, die mit der Körperrotation der spezifischen Bewegungsaufgabe einhergeht, zurückgeführt werden kann. Ferner wurden keine systematischen Unterschiede zwischen den Geschlechtern hinsichtlich der biomechanischen Risikofaktoren gefunden. Die Kniewinkel wiesen keine Geschlechtsunterschiede auf. Dies geht mit der Studie von Noyes, Barber-Westin, Fleckenstein, Walsh und West (2005) einher bei der keine Unterschiede bei Drop Jumps in der Knieauslenkung vorlagen. Allerdings ist zu berücksichtigen, dass die Erfassung der Knieauslenkung als Abstand zwischen den Knien (knee separation distance) mittels Videokamera in 2D erfolgte. Die Werte sind demnach nicht unmittelbar miteinander vergleichbar. Bei Landungen konnten Gehring, Melnyk und Gollhofer (2009) höhere Knieabduktionen bei Frauen im Vergleich zu männlichen Athleten finden. Dies verdeutlicht die Schwierigkeit, die in der Interpretation unterschiedlicher Bewegungsaufgaben und bei Verwendung verschiedener Messverfahren auftritt. Dies wertet die vorliegende Studie hinsichtlich eines ganzheitlichen Ansatzes unter Einbezug von beiden Geschlechtern, einer Sportart mit potentiell höherer Oberkörperstabilität und verschiedenen Bewegungsaufgaben auf.

Gefahrenpotential. Würde man versuchen die Bewegungsaufgaben nach Gefahrenpotential für das Kniegelenk synchron zu den Werten der Knieabduktion einzuteilen, könnte man das geringste Risiko dem bilateralen DJ zuordnen, gefolgt von der unilateralen Landung und

dem unilateralen DJ. Der laterale reaktive Sprung könnte an erster Stelle stehen. Die Knieaußenrotation war dahingegen in folgender Reihenfolge aufsteigend: DJ_BB < DJ_EB < SJ < EBS. Für die Knieabduktionsmomente ergab sich weiterhin eine unterschiedliche Reihenfolge: DJ_BB < SJ < DJ_EB < EBS. Offen bleibt an dieser Stelle der Effekt der Ko-Kontraktion auf die biomechanische Belastungsstruktur. Hier zeigte sich eine vergleichsweise hohe Ko-Kontraktion bei unilateralen DJs und SJs. Da zur neuromuskulären Aktivität im Oberkörper mehrere Fragestellungen vorliegen, werden diese in einem separaten Kapitel aufgeführt (Kap. 6.3).

6.2 Sprungleistung

Es liegt nahe, dass sich die Sprungleistung in Abhängigkeit vom Geschlecht und der Bewegungsaufgabe verhält. Männliche Athleten wiesen im Durchschnitt 3 bis 4 cm größere Sprunghöhen auf. Die Sprunghöhe beim bilateralen DJ war nahezu doppelt so hoch wie beim unilateralen DJs. Interessanterweise gab es eine Interaktion der Bewegungsaufgabe mit der Sprungdistanz, sodass die Leistung beim bilateralen DJ mit steigender Sprungdistanz zunahm, während die Leistung beim unilateralen DJ abnahm. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass die Belastungsstufen beim bilateralen DJ noch weiter nach oben ausgelegt werden könnten. Die maximale Sprunghöhe von 40 cm könnte beispielsweise weiterhin bis zu 60 cm erhöht werden (vgl. McCurdy et al., 2012) oder sich an der individuellen Leistungsfähigkeit orientieren. Ein Blick auf die biomechanische Belastungsstruktur wäre insbesondere dann von Interesse, wenn sich die Sprungleistung umkehrt und geringer wird. Für die Sportart wurde kein signifikanter Haupteffekt nachgewiesen, jedoch erreichten Allroundsportler bessere Sprunghöhen während Judoka einen besseren Sprungindex verzeichneten. Dies könnte dafürsprechen, dass Judoka eine hohe Bodenreaktivkraft (Deutscher Judo Bund e.V., 2017) und womöglich eine höhere Stiffness aufwiesen. In Folgestudien sollte dieser Aspekt stärker nach der Gruppierungsvariable Geschlecht untersucht werden. In der vorliegenden Arbeit wurde auf eine Aufteilung nach Geschlechtern innerhalb der Sportart aufgrund daraus resultierender, kleinerer Gruppengrößen verzichtet.

Ein weiterer Aspekt konnte bei unilateralen DJs untersucht werden: die Untergrundbedingung. Die Sprungleistung war erwartungsgemäß unter instabilen Bedingungen geringer. Vergleicht man die Werte des Sprungindex unabhängig von der Bodenbedingung, so waren diese geringer als beispielsweise bei Prieske et al. (2013). Als mögliche Ursache könnte die fehlende Selektion ungültiger Versuche nach zu langer Bodenkontaktzeit (DJ_BB < 0,30 s; DJ_EB < 0,35 s) sein (vgl. Zangerl, 2019).

6.3 Effekt der Oberkörperkontrolle auf die Kniestabilität

Die Zusammenhänge zwischen Oberkörperkontrolle und der Kniestabilität wurden anhand der neuromuskulären Aktivität im Oberkörper und im Weiteren anhand der Oberkörperauslenkungen beschrieben. Bei der neuromuskulären Aktivität im Oberkörper war zum einen

von Interesse, wie sich die Ko-Kontraktion bei Variation von Bewegungsaufgabe, Sprungdistanz, Gruppe und Untergrundbedingung verhielt und zum anderen sollte dargestellt werden, ob und wie die biomechanische Belastungsstruktur abhängig von einer hohen oder niedrigen Ko-Kontraktion ausgeprägt war. Ferner wurden die Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen zur Oberkörperauslenkung und Ko-Kontraktion diskutiert.

Neuromuskuläre Aktivität im Oberkörper: Ko-Kontraktion

Die Bewegungsaufgabe hatte einen großen Effekt auf die Ko-Kontraktion ($p \leq ,001$; $\eta^2_p = ,188$) und stieg mit deren Komplexität: DJ_BB und EBS $4,1 < DJ_EB$ $2,6 < SJ$ $2,5$. Demnach erreichten unilaterale DJs und SJs die höchsten Ko-Kontraktionswerte bzw. eine gleichwertige Aktivität von M. erector spinae und M. rectus abdominis. Dies würde man aufgrund der höheren Anforderung an die Stabilität erwarten. Weiterhin würde man mit einer Zunahme der Ko-Kontraktion mit steigender Fallhöhe bzw. Sprungweite rechnen. Ein solcher Effekt, hervorgerufen durch die Sprungdistanz, konnte nur bei bilateralen DJs nachgewiesen werden. An dieser Stelle könnte die Überlegung stattfinden, ob die höhere Ko-Kontraktion mit der verbesserten Leistung bei zunehmender Sprungdistanz bei den bilateralen DJs in Verbindung steht. Ein derartiger Zusammenhang würde jedoch nicht die Frage klären, wie sich die Ko-Kontraktionen und die Sprungleistung beim unilateralen DJ verhalten, da die Ergebnisse an dieser Stelle nicht einheitlich sind. Ein Grund dafür könnte das neuromuskuläre Aktivierungsprofil sein, welches von der niedrigen Sprungdistanz beim unilateralen DJ anders ausfiel. Dieser Aspekt wird im Folgenden unter der methodenkritischen Reflexion aufgegriffen. Die Untergrundbedingung hatte keinen signifikanten Effekt auf die Ko-Kontraktion, auch wenn die Ausprägung der Ko-Kontraktion auf instabilen Untergrund für beide Bewegungsaufgaben und über alle Sprungdistanzen hinweg höher bzw. der Ko-Kontraktionsquotient geringer ausfiel. Demnach wurde die Bauchmuskulatur stärker unter instabilen Bedingungen aktiviert.

Weder vom Geschlecht noch von der Sportart konnte ein Effekt auf die Ko-Kontraktion nachgewiesen werden. Es ist jedoch ein Trend erkennbar, dass Allroundsportler und Frauen höhere Ko-Kontraktionen bzw. niedrigere Quotienten bei allen Bewegungsaufgaben zeigten. Eine Ausnahme stellten Frauen bei lateralen Sprüngen dar. Für die Ko-Kontraktion bestand demnach ein Trend für geschlechtsspezifische Unterschiede abhängig von der Bewegungsaufgabe. Eine mögliche Ursache könnte in einer unterschiedlichen Technik zwischen Frauen und Männern bei lateralen Bewegungsaufgaben liegen, die vor allem auf Unterschiede der Hüftkinematik zurückzuführen sind. Einige Gründe dafür könnten wiederum anatomisch unterschiedliche Gegebenheiten zwischen den Geschlechtern sein. Weiterhin könnte die unterschiedliche Sprungleistung zwischen Männern und Frauen als Ursache in die Überlegungen einbezogen werden. Gleiche Fallhöhen bzw. Sprungweiten führten bei Frauen mit geringerer Sprungleistung zu höheren Beanspruchungen, die sich möglicherweise in einer stärkeren Beckenkipfung niederschlugen. Dies könnte die infolgedessen stärkere, entgegenwirkende Abdominalaktivierung erklären. Das Ergebnis verdeutlicht wie wichtig der Einbezug vertikaler als auch lateraler Bewegungsaufgaben bei geschlechtsspezifischen Unterschieden ist. Gleichzeitig kann die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten besser verstanden werden. Unklar bleibt an dieser Stelle

jedoch noch, ob eine höhere Ko-Kontraktion mit einer höheren Oberkörperstabilität und folglich geringeren Oberkörperauslenkungen einherging. Zum einen würde man von Judoka eine höhere Oberkörperstabilität erwarten. Diese wiesen jedoch geringere Ko-Kontraktionen auf. Zum anderen waren Judoka die geforderten Bewegungsaufgaben in dieser Form nicht gewohnt. Obwohl kein signifikanter Effekt der Sportart nachgewiesen werden konnte, könnte dies in Folgestudien mit Hilfe einer größeren Stichprobe untersucht werden. Ein Vergleich der Ergebnisse mit vorhandener Literatur ist nicht möglich, da diese Untersuchung in vorliegender Form einzigartig ist. Zum eigentlichen Vorgehen der Berechnung des Ratios von *M. erector spinae* und *M. rectus abdominis* können Vergleichsstudien zur Quadrizeps-Hamstrings-Ratio herangezogen werden (u. a. Padua, Carcia, Arnold & Granata, 2005). Zu berücksichtigen bleibt dennoch, dass Hautoberflächen-EMG-Aufnahmen weniger verlässliche Daten im Vergleich zu den anderen biomechanischen Messverfahren liefern und anfälliger für Störvariablen sind (vgl. Kap. 2.1.3) (Konrad, 2011). Auch wenn dem in der vorliegenden Studie durch Einhalten standardisierter Protokolle und von Empfehlungen der Gesellschaft für Elektrophysiologie und Kinesiologie entgegengewirkt wurde.

Im Folgenden soll der Effekt der Ko-Kontraktion auf die biomechanische Belastungsstruktur und der Zusammenhang zwischen Ko-Kontraktion und Kniestabilität näher beleuchtet werden. Die Annahme, dass die Oberkörperauslenkungen bei höherer Ko-Kontraktion geringer ausfallen aufgrund der damit vermutlich einhergehenden Oberkörperstabilität, konnte nicht bestätigt werden. Die laterale Oberkörperneigung verzeichnete keinen Unterschied mit Ausnahme des bilateralen DJs. Bei erhöhter Ko-Kontraktion war gleichzeitig auch die laterale Oberkörperneigung erhöht. Dies kann aufgrund der Tatsache, dass es sich um Ausprägungen von 0,6 bis 1,2° handelte, vernachlässigt werden. Auch die verringerte Oberkörperrotation, welche bei EBS von mittlerer Sprungdistanz in der Gruppe der hohen Ko-Kontraktion geringer war, veranschaulicht, dass es sich hierbei um keine systematischen Ergebnisse handelte. Ferner konnten für die Becken- und Hüftkinematik keine systematischen Unterschiede in der biomechanischen Belastungsstruktur festgestellt werden. Die Gruppe der hohen Ko-Kontraktion wies allerdings über alle Bewegungsaufgaben hinweg geringere Hüftrotationen auf. Unterschiede in den Hüftmomenten konnten vereinzelt für den bilateralen DJ und der EBS registriert werden. Die Hüftflexionsmomente und -abduktionsmomente fielen bei höherer Ko-Kontraktion geringer aus. Von Interesse sind jedoch vor allem Bewegungsaufgaben mit höherer Dynamik, wie es bei unilateralen DJs und SJs der Fall ist. Ein Unterschied der Ko-Kontraktionshöhe auf die Becken- und Hüftkinematik sowie indirekt auf die Kniekinematik und -kinetik war nicht ersichtlich. Dennoch wurde der direkte Effekt auf die Kniestabilität untersucht und im Folgenden zusammengetragen und diskutiert.

Ein Unterschied hervorgerufen durch die Ko-Kontraktionshöhe war in Form höherer Knieflexion beim EBS (Fallhöhe M) und geringerer Knieabduktion beim bilateralen DJ (Fallhöhe M) zu finden. Gleichzeitig war bei diesen Bewegungsaufgaben die Knierotation bei hoher Ko-Kontraktion geringer. Dies lässt die Vermutung zu, dass eine hohe gleichwertige Aktivität von Rückenstrecker und Abdominalmuskulatur mit einer besseren Kniestabilität einhergeht. Zumindest lassen die bilateralen DJs und die unilateralen Landungen darauf Rückschlüsse zu. Damit einhergehend führte eine hohe Ko-Kontraktion zu geringeren Knierotationsmo-

menten bei bilateralen DJs. Zudem war ein Trend erkennbar, dass entgegen dem beschriebenen Verletzungsmechanismus mit nahezu gestrecktem Bein und hoher Knieabduktion die Knieflexionsmomente höher und die Abduktionsmomente geringer ausfielen. Einzig der unilaterale DJ wies keine verringerten Knieabduktionsmomente auf. Für die EBS wurde weiterhin in Zusammenhangsanalysen eine mittlere Korrelation zwischen Ko-Kontraktion und Abduktionsmoment ($r = 0,38$; $p = ,017$) gefunden. Demnach stieg das Moment bei geringer werdender Ko-Kontraktion an. Die Ko-Kontraktion nahm einen größeren Stellenwert in der Verletzungsprävention ein. Allgemein handelte es sich hierbei um einen tendenziellen Unterschied zwischen niedriger und hoher Ko-Kontraktion auf die Kniestabilität, welche insgesamt noch als gering eingeschätzt werden kann. Darüber hinaus ist zu berücksichtigen, dass die Bewegungsaufgaben unilaterale DJs und SJs keine Unterschiede aufwiesen. Dennoch können weitere Studien mit der Ko-Kontraktion empfohlen werden.

Zusammenhänge der Oberkörperauslenkung mit der Kniestabilität

Weitere Erkenntnisse ergaben sich aus den Regressionsanalysen mit den Prädiktoren der Oberkörperauslenkung, auch ergänzend mit der Ko-Kontraktion, auf die Variablen der Kniegelenksstabilität. Wie aus den Ergebnissen ersichtlich wird, eignete sich das Modell mit den Prädiktoren laterale Oberkörperneigung, Oberkörperflexion und -rotation einzig zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments beim bilateralen DJ. Einen maßgeblichen Effekt mit 18 % Aufklärung der Variabilität zeigte die Oberkörperflexion, welche im Modell verblieb. Interessanterweise wurde der Anteil der Variabilität bei unilateralen DJs mit steigender Sprungdistanz höher (1 auf 3 %), war insgesamt jedoch nicht sehr hoch ausgeprägt. Vermutlich nimmt die Oberkörperkontrolle bei steigender Gelenksbelastung einen höheren Stellenwert ein. Beim unilateralen DJ schien jedoch weniger die Oberkörperflexion, als vielmehr die Oberkörperrotation eine bedeutende Rolle zu spielen, da diese im Modell verblieb. Die Rotationskomponente tritt bei unilateralen Sprüngen demnach in den Vordergrund, wohingegen sich bei EBS die laterale Oberkörperneigung besser zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments (12 %) eignete. Unter Einbezug des Prädiktors Ko-Kontraktion erhöhte sich die Aufklärung der Variabilität auf 15 %. Für die SJs waren, abhängig von der Sprungdistanz, die Prädiktoren Ko-Kontraktion (M, L) sowie die Ko-Kontraktion mit der Oberkörperrotation (S) zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments geeignet. Dies verdeutlicht den unterschiedlichen Effekt der Oberkörperauslenkung bei verschiedenen Bewegungsaufgaben auf die unteren Extremitäten, speziell auf die Kniebelastung. Es zeigte gleichzeitig den höheren Stellenwert der Ko-Kontraktion bei Landungsaufgaben, bei der nach einer dynamisch komplexen Bewegungsaufgabe ein Gleichgewichtszustand erreicht werden soll. Auch bei SJs von weiter Sprungdistanz war erkennbar, dass die Ko-Kontraktion mit hoher Wahrscheinlichkeit zur Stabilisierung benötigt wird.

Die Knieabduktion, welche einen häufig beschriebenen Parameter der Kniestabilität darstellt, konnte nicht mit den Oberkörperauslenkungen als isolierte Prädiktoren vorhergesagt werden. Erst unter Einbezug der Ko-Kontraktion in das Modell verblieb die Oberkörperflexion beim bilateralen DJ von niedriger Sprungdistanz im Modell. Zudem bildeten die Ko-Kontraktion ($\beta = ,350$) zusammen mit der Oberkörperflexion ($\beta = -,282$) von mittlerer Sprungdis-

tanz zwei signifikante Prädiktoren für die Knieabduktion beim bilateralen DJ. Demnach bestand eine Interaktion zwischen Ko-Kontraktion und den Parametern der Oberkörperstabilität, welche die Kniestabilität wiederum besser vorhersagen konnten. Dies ist auch ersichtlich bei Betrachtung der Regressionsmodelle für die SJs. Erneut ist ein Trend erkennbar, dass die Ko-Kontraktion über alle Sprungdistanzen hinweg im Modell verblieb und somit die Knieabduktion erklärte. Leider konnte das Modell der Oberkörperauslenkungen nur bei bilateralen DJs (S 38 %) und lateralen Sprüngen (M 19 %, L 15 %) die Knierotation vorhersagen. Das Bestimmtheitsmaß fiel jedoch höher aus als in anderen Modellen, sodass vermutet werden kann, dass sich dieses Modell besser zur Vorhersage der Knierotation eignet. Unter Einbezug der Ko-Kontraktion blieb die Oberkörperflexion als letzter Prädiktor im Modell zur Vorhersage der Knierotation bei SJs. Dies könnte insofern ungewöhnlich erscheinen, da sich die Bewegung des Oberkörpers in Sagittalebene auf die Transversalebene der unteren Extremitäten auswirkt. Zeitgleich sagte die Oberkörperrotation die Frontalebene im Knie vorher. Zudem wurden Zusammenhänge zwischen lateraler Oberkörperneigung und der Knieaußenrotation für beidbeinige DJs ($r = 0,36$; $p = ,010$) und SJs ($r = -0,36$; $p = ,013$) gefunden, wodurch ein indirekter Effekt auf die Knieabduktion denkbar wäre. Erneut ist darauf hinzuweisen, dass die bilateralen DJs recht neutral durchgeführt wurden und die Relevanz für Knieverletzungen sowie Beinachsen-Fehlstellungen und die Sprungleistung geringer eingeschätzt werden könnte. Interessant bleibt daher die Tatsache, dass die Knierotation bei seitlichen Sprüngen mittels der Oberkörperauslenkungen, v. a. durch die Oberkörperflexion und das Knieabduktionsmoment durch die Oberkörperrotation vorhergesagt werden konnte.

Der von Willson et al. (2005) postulierte Zusammenhang zwischen der Aktivität der Rumpfmuskulatur und der Bewegung der unteren Extremitäten konnte in der vorliegenden Arbeit zum Teil nachgewiesen werden. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Ko-Kontraktion als Strategie bei unvorhersehbaren und komplexeren Bedingungen höher ausfällt. Einerseits sagte die neuromuskuläre Oberkörperkontrolle nur schwach die Oberkörperauslenkungen und Indikatoren der Kniestabilität voraus. Andererseits hing eine höhere Ko-Kontraktion mit einem geringeren Knieabduktionsmoment zusammen und konnte als Prädiktor des Knieabduktionsmoments bei unilateralen Landungen ebenso verwendet werden wie die Ko-Kontraktion und Oberkörperflexion als Prädiktoren der Knieabduktion (Pauls, 2020). Entgegen der Annahme war eine höhere laterale Oberkörperneigung nicht mit einem höheren Knieabduktionsmoment assoziiert. Interessanterweise korrelierte die laterale Oberkörperneigung mit der Knierotation, wobei vertikale Bewegungsaufgaben eine positive und laterale Sprünge eine negative Zusammenhangsrichtung zeigten. Folglich könnte dies der Grund sein, warum SJs trotz hoher Knieabduktion geringere Momente zeigten, da auch die laterale Oberkörperneigung besonders hoch ausgeprägt war. Weiterhin könnte die Bewegungsrichtung eine Rolle gespielt haben. Nach der Landung aus dem lateralen Sprung könnten träge Massenteile der Beinsegmente das Knie nach außen geschoben und damit ein geringeres Knieabduktionsmoment bewirkt haben. Während sich die erhöhte Knierotation und erhöhte Knieabduktion gegenseitig bedingten. Zu berücksichtigen ist weiterhin die geringere vertikale Fallhöhe bei einem lateralen reaktiven Sprung.

Weitere Untersuchungen sollten Langzeitstudien einschließlich Verletzungsraten für die Regressionsmodelle umfassen. Als nicht ganz unwesentlich anzusehen, ist die gleichzeitige

Aktivität von Agonist und Antagonist, die aus Sicht von Valerius et al. (2014) unökonomisch ist und mit einer schnelleren Abnutzung der Gelenke einhergeht. Daher sind weiterhin Trainingsinterventionen zu empfehlen, die reaktive Elemente beinhalten und die Ko-Kontraktion im Längsschnittdesign untersuchen.

Eigenes Prädiktorenmodell

Knieabduktionsmoment. Die Ergebnisse zeigten eine deutliche Zunahme in der Aufklärung der Variabilität der Kniebelastung durch den Prädiktor Hüftrotation mit Verbesserung der Generalisierbarkeit (p-Wert). Das erste Modell mit der lateralen Oberkörperneigung und dem Hüftabduktionsmoment sagte das Knieabduktionsmoment beim bilateralen DJ von Sprungdistanz S zu 10 % vorher. Dies war das einzige, signifikante Ergebnis für dieses Modell. Während unter Hinzunahme des Prädiktors Hüftinnenrotation von allen Sprungdistanzen zwischen 42 bis 49 % ($p < ,001$) der Variabilität erklärt werden konnten. Bei unilateralen DJs war das erste Modell bereits für alle Sprungdistanzen signifikant und erklärte 11 bis 17 % ($p \leq ,040$). Das zweite Modell mit den drei Prädiktoren erreichte zwischen 47 % und 66 % Variabilitätsaufklärung ($p \leq ,023$). Durch die Hinzunahme der Hüftrotation in das Prädiktorenmodell konnte die Kniebelastung bei bi- und unilateralen DJs besser vorhergesagt werden. Bei EBS war eine höhere Vorhersagekraft beider Modelle im Vergleich zu den anderen Bewegungsaufgaben ersichtlich. In der niedrigen Sprungdistanz erreichte das Bestimmtheitsmaß 24 und 70 % ($p \leq ,002$), in der mittleren 21 und 65 % ($p \leq ,003$) sowie in der hohen Sprungdistanz 25 und 64 % ($p \leq ,001$). Im ersten Modell waren diese Resultate hauptsächlich das Ergebnis des Prädiktors Hüftabduktionsmoment, der bereits einen Großteil der Variabilität der Kriteriumsvariable erklärte. Für das zweite Modell zeigte die Hüftinnenrotation einen bedeutenden Effekt zur Vorhersage der Kniebelastung. Entgegen der Vermutung eignete sich das erste Modell mit Prädiktoren der Frontalebene nicht zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments bei lateralen Bewegungen. Interessanterweise konnte das Modell jedoch unter Hinzunahme der Hüftrotation bei SJs über alle Sprungdistanzen hinweg 22 bis 35 % der Variabilität in der Kniebelastung vorhersagen. Erneut schien bei lateralen Bewegungsaufgaben die Rotation ausschlaggebender zu sein. Dies ging mit den Ergebnissen der Oberkörperauslenkungen einher.

Knieabduktion. Das erste Regressionsmodell konnte für keine der Bewegungsaufgaben unabhängig von der Sprungdistanz zur Vorhersage des Knieabduktionswinkels herangezogen werden. Das zweite Modell sagte für bilaterale DJs ca. 64 %, für unilaterale DJs und EBS ca. 68 % und für SJs ca. 31 % ($p \leq ,004$) die Knieabduktion voraus. In der Konsequenz bedeutete dies, dass die Knieabduktion maßgeblich von der Hüftinnenrotation vorhergesagt werden konnte. Dies geht mit dem Verletzungsmechanismus einher, wobei eine Hüftinnenrotation meist kombiniert mit einer Tibiaaußenrotation oder -innenrotation bereits als Parameter identifiziert werden konnten (Ireland, 1999; McLean et al., 2005). Diese Annahme wurde durch die Korrelationsergebnisse untermauert, welche zwischen den Hüftrotationen und Knieabduktionen bestanden (vertikale Bewegungsaufgaben $r \geq ,80$; $p < ,001$; SJ $r \geq ,52$; $p < ,001$). Zusätzlich zeigten Hüft- und Knierotationen negative Zusammenhänge (vertikale Bewegungsaufgaben $r \leq -,43$; $p \leq ,002$; SJ $r \geq -,22$; $p \leq ,081$), die darauf schließen lassen,

dass sich die Tibiaaußenrotation mit zunehmender Hüftinnenrotation verstärkt. Dies entspricht dem häufig beschriebenen Verletzungsmechanismus bei Sprung- und Landungsaufgaben.

Knierotation. Die Regressionsergebnisse der Knierotation zeigten ebenfalls, dass die Vorhersage größer wurde, sobald die Hüftrotation im Modell eingeschlossen wurde. Demnach konnte die Knierotation von den Prädiktoren laterale Oberkörperneigung und Hüftabduktionsmoment lediglich zu 12 % beim bilateralen DJ (M) und zwischen 12 bis 15 % bei den lateralen Sprüngen (M, L) vorhergesagt werden. Dahingegen eignete sich das Modell ergänzt um die Hüftrotation besser zur Vorhersage der Knierotation beim bilateralen DJ mit 33 bis 40 % ($p < ,001$), beim unilateralen DJ mit 17 bis 27 % ($p \leq ,015$), sowie bei EBS mit 34 bis 41 % ($p < ,001$) als auch beim SJ mit 13 bis 25 % ($p \leq ,040$). Die Bewegung der Hüfte in Transversalebene ging mit der Bewegung des Knies in gleicher Ebene einher. Dies war für alle Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten der Fall. Als Erklärung können die Hüftrotatoren herangezogen werden, welche aufgrund ihres Muskelansatzes und Ursprungs die Hüft- und Knierotation beeinflussen (Thomas et al., 2011). Dabei nehmen Femur und zum Teil auch Tibia, welche durch die Muskeln bewegt werden, eine bedeutende Rolle in der Verletzungsprävention und bei Beinachsen-Fehlstellungen ein.

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass das Prädiktorenmodell mit der lateralen Oberkörperneigung und dem Hüftabduktionsmoment besonders zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments bei unilateralen vertikalen Bewegungsaufgaben, wie dem unilateralen DJ und die EBS, geeignet war. Vor allem war dies auf das Hüftabduktionsmoment zurückzuführen. Da sich unter Hinzunahme der Hüftrotation die Vorhersagen erhöhten, sollten auch zukünftige Prädiktorenmodelle die Hüftrotation einschließen. Für die Kniebelastung bei SJs erreichte das erste Modell keine hohe und keine signifikante Vorhersagekraft. Dies könnte auf die Bewegungsausführung zurückzuführen sein. Diese begann mit einem kurzen Anlauf, anschließend wurde durch eine geringe Rotation bereits der Absprung eingeleitet und der seitliche Sprung durchgeführt. Anschließend erfolgte der laterale reaktive Sprung zur Absprungmarkierung zurück. Möglicherweise ist vielmehr die Oberkörperrotation entgegengesetzt der neuen Bewegungsrichtung als die laterale Oberkörperneigung, ein wichtiger Parameter in diesem Zusammenhang. Auch die Oberkörperflexion schien diesbezüglich von höherem Interesse zu sein. Die zuvor beschriebenen Ergebnisse zum Prädiktorenmodell bestehend aus den Oberkörperauslenkungen unterstreichen diese Annahmen. Auch für die bilateralen DJs spielten die Prädiktoren laterale Oberkörperneigung und Hüftabduktionsmoment in der Vorhersage der Kniebelastung keine allzu große Rolle. Dies konnte auf die vertikale Ausführung, welche beidbeinig durchgeführt mit mehr Stabilität im Oberkörper einherging, zurückgeführt werden. Die Auslenkungen in Frontalebene waren minimal, insgesamt eher neutral. Beinhaltet das Regressionsmodell mit der Rückwärts-Methode die Oberkörperauslenkungen in 3D, so blieb die Oberkörperflexion als letztes im Modell, was darauf schließen lässt, dass diese Komponente bei bilateralen DJs wichtiger ist. Durch die mechanische Kopplung beeinflusste die Oberkörperflexion auch die Becken- und Hüftstellung und hatte somit einen Effekt auf die ischiocrurale Muskulatur. Dies könnte in Hinblick auf die Leistung und Umverteilung von Kräften von Interesse sein.

Für die Vorhersage der Knierotation waren das Hüftabduktionsmoment und die laterale Oberkörperneigung als Prädiktoren ausreichend, um diese beim bilateralen DJ (S) und den SJs vorherzusagen. Die Relevanz dieses Ergebnisses liegt nicht in der Betrachtung bilateraler DJs von niedriger Sprungdistanz, da diese eine geringere Ausprägung verletzungsrelevanter Indikatoren aufwiesen. Interessant ist hierbei, dass die Knierotation bei seitlichen Sprüngen von zwei Parametern der Frontalebene vorhergesagt werden konnte. Ein indirekter Einfluss auf die Knieabduktion könnte weiterhin gegeben sein. Ausschlaggebend scheint für die Knieabduktionswinkel jedoch die Hüftrotation.

Der Zusammenhang zwischen der lateralen Oberkörperneigung und dem Knieabduktionsmoment wurde in einigen Studien bereits nachgewiesen (Dempsey et al., 2012; Jamison et al., 2012b; Weltin et al., 2015) und auch in der vorliegenden Arbeit untersucht. Mit wenigen Ausnahmen konnte kein Zusammenhang von statistischer Relevanz zwischen lateraler Oberkörperneigung und dem Knieabduktionsmoment oder -abduktionswinkel gefunden werden. Interessanterweise wies im Rahmen dieser Studie die laterale Oberkörperneigung einen Zusammenhang mit der Knierotation auf. Dieser Parameter wurde im Rahmen der Analysen zum Verletzungsmechanismus identifiziert. Vorweggreifend zeigte die laterale Oberkörperneigung für das Knieabduktionsmoment hohe, eigene Aufklärungsbeiträge durch non-lineare Untersuchungen mit der Kniekinematik und Hüftinnenrotation im Prädiktorenmodell (Kap. 6.4). Im darauffolgenden Kapitel wird der Effekt der Hüfte auf die Kniestabilität als auch der Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperauslenkung und der Kniestabilität abhängig von der hüftumgebenden Muskelkraft diskutiert (Kap. 6.5).

6.4 Non-lineare Prädiktoreffekte auf die Kniestabilität bei unilateralem Drop Jump und Side Jump

Zur Vorhersage der Kniestabilität in *niedrig* und *hoch* sowie um non-lineare Prädiktoreffekte auf die Kniestabilität zu erkunden, wurden die Bewegungsaufgaben unilateraler DJ und der SJ jeweils von hoher Fallhöhe bzw. Sprungweite herangezogen. Dies ist zum einen darauf zurückzuführen, dass die Ko-Kontraktion bei beiden Bewegungsaufgaben ähnlich hoch ausfiel. Demnach waren die Bewegungsaufgaben aufgrund des neuromuskulären Profils von Interesse. Zum anderen zeigten diese Bewegungsaufgaben höhere Knieabduktionen als Parameter der Kniestabilität verglichen mit den anderen Bewegungsaufgaben. Mittels binär logistischer Regressionsanalysen konnten fünf Prädiktoren der Knie-, Hüft- und Oberkörperkinematik zur Vorhersage eines hohen oder niedrigen *Kniemoments* beim unilateralen DJ herangezogen werden: Knieflexion, -abduktion und -rotation sowie Hüftrotation und laterale Oberkörperneigung. Demnach konnte das Knieabduktionsmoment ohne Kraftmessplatte, jedoch unter Hinzunahme der Oberkörperauslenkung zu 95 % vorhergesagt werden. Dies impliziert, dass beim vertikalen DJ keine KMP notwendig ist. Dies könnte sich zur Diagnostik eignen. Zudem konnte die laterale Oberkörperneigung, wenn non-linear und in Verbindung mit Kniekinematik und Hüftinnenrotation untersucht, als Prädiktor des Knieabduktionsmoments beim unilateralen DJ identifiziert werden. Dabei hatte die laterale Oberkörperneigung den höchsten spezifischen Aufklärungsbeitrag ($Exp(B) = 2,004$), anders als

aus den Korrelationsergebnissen hervorging. Für den SJ konnten zwei Modelle identifiziert werden: (a) Knieflexion und -abduktion (95 %); (b) Knieflexion, -abduktion und Hüftabduktion (100 %). Demnach waren für laterale Sprünge die Knie- und Hüftkinematik zur Vorhersage eines niedrigen oder hohen Knieabduktionsmoments ausreichend. Dies war auch beim einbeinigen DJ der Fall, wenn die *Knieabduktion* in niedrig oder hoch vorhergesagt werden sollte. Hierbei handelte es sich jedoch um die Prädiktoren Knie- und Hüftrotation sowie Hüftflexion, die eine 95 %-ige Wahrscheinlichkeit aufwiesen, die Knieabduktion richtig vorherzusagen. Beim SJ wurden vier Prädiktoren identifiziert, welche zu 92 % eine richtige Vorhersage trafen: Knie- und Hüftrotation, Beckenkipfung und Oberkörperflexion. An letzterer Stelle wäre die Oberkörperrotation zur Vorhersage der Kniestabilität bei lateralen Bewegungen zu erwarten gewesen. Die Rotationskomponente spielte jedoch eher im Hüft- und Kniebereich als im Oberkörper eine Rolle. Letztlich wurden Prädiktorenmodelle für die *Knierotation* beim unilateralen DJ und SJ analysiert. Für den unilateralen DJ eigneten sich insbesondere die Knieabduktion und Hüftrotation zur Vorhersage mit einer Wahrscheinlichkeit von 75 %. Beim SJ erreichte allein die Knieabduktion eine 75 %-ige Wahrscheinlichkeit zur richtigen Vorhersage. Dies war auch für das Knieabduktionsmoment als isolierten Prädiktor der Fall. Nur die Hüftkinematik in allen Ebenen erreichte einen höheren Vorhersagewert von 80 %.

Die unilateralen DJs könnten sich zur Diagnostik eines Verletzungsrisikoprofils besser eignen als bilaterale DJs. „Knee valgus angles during [bilateral] drop jumps do not predict knee abduction moments during sidestep cutting“ (Kristianslund & Krosshaug, 2013, S. 648). In der vorliegenden Arbeit lag die Korrelation zwischen Knieabduktion beim unilateralen DJ und dem Knieabduktionsmoment beim SJ bei $r = ,718$ ($p < ,001$). Die Korrelation der Knieabduktion beider Bewegungsaufgaben lag bei $r = ,774$ ($p < ,001$). Demnach konnten hinsichtlich der Kniestabilitätsparameter Ähnlichkeiten gefunden werden. Kristianslund und Krosshaug (2013) konnten nachweisen, dass die Kniebelastung beim SJ nicht allein von der Knieabduktion abhängig war. Die in der vorliegenden Arbeit identifizierte Knieflexion und Hüftabduktion sowie Knie- und Hüftrotation könnten die entscheidenden Prädiktoren darstellen.

6.5 Effekt der Hüfte auf die Kniestabilität

Das Regressionsmodell bestehend aus den Hüftmomenten eignete sich bei vertikalen Bewegungsaufgaben insbesondere für EBS (17–33 %, $p \leq ,015$) zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments. Weiter wurde die Knieabduktion bei unilateralen DJs (20–27 %, $p \leq ,009$) und die Knierotation bei SJs (15–19 %, $p \leq ,026$) mittels dieses Modells vorhergesagt. Bei unilateralen DJs und bei lateralen Sprüngen verblieb das Hüftrotationsmoment als signifikanter Prädiktor im Modell. Sobald die Hüftauslenkungen in 3D im Regressionsmodell eingeschlossen wurden, konnte die Hüftrotation als signifikanter Prädiktor für alle Bewegungsaufgaben unabhängig von der Sprungdistanz identifiziert werden. Folglich sollten in zukünftigen Studien das Hüftmoment in der Transversalebene zusammen mit der Hüftrotation in Regressionsanalysen als Prädiktoren aufgenommen werden. Weiterhin erwies sich die Hüftflexion als signifikanter Prädiktor des Knieabduktionsmoments bei bilateralen DJs sowie

jeweils bei Ausführung von hoher Fallhöhe bzw. Sprungweite der unilateralen DJs, EBS und SJs. Im Rückschluss könnte dies bedeuten, dass die Hüftflexion bei höheren Belastungsstufen, hier hohe Fallhöhe oder Sprungweite, zunehmend an Bedeutung für die Vorhersage der Kniebelastung gewinnt. Übertragen auf die Knieabduktion war die Hüftflexion lediglich bei unilateralem DJ von hoher Sprungdistanz zur Vorhersage geeignet. Auch die Hüftabduktion konnte nur eingeschränkt zur Vorhersage der Variabilität des Knieabduktionswinkels verwendet werden. Dies war für die bilateralen DJs (M, L) sowie den SJs (L) der Fall. Dabei eigneten sich bei bilateralen DJs (L) alle drei Prädiktoren am besten zur Vorhersage der Knieabduktion. Weiter zeigte sich, dass das Modell insbesondere zur Vorhersage der Knierotation geeignet war mit besonderer Stellung der Hüftrotation.

Zusammenhang zwischen Oberkörperauslenkung und Kniestabilität in Abhängigkeit von der Hüftkraft

Entgegen der Annahme wurde kein Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und den Kniestabilitätsparametern, untersucht am Knieabduktionsmoment und -abduktionswinkel, gefunden. Auch wenn die Vermutung nahe liegt, dass ein solcher Zusammenhang bei lateralen Bewegungen besteht, konnte in der vorliegenden Arbeit am Beispiel der SJs keine Korrelation gefunden werden. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass die laterale Oberkörperneigung beim SJ in der Gruppe der hohen Hüftmuskelkraft geringer und somit im Oberkörper neutraler ausgerichtet war. Dies könnte ein Hinweis auf eine höhere Oberkörperstabilität sein. Dagegen fiel die Knieabduktion bei allen Bewegungsaufgaben in der starken verglichen zur schwachen Hüftgruppe etwas höher aus. Für den SJ konnten die höchsten Knieabduktionen gefunden werden, unabhängig der Hüftmuskelkraft. Für das Knieabduktionsmoment konnten keine Unterschiede zwischen den Hüftkraftgruppen gefunden werden. Interessanterweise zeigten die EBS und unilateralen DJs, nicht die SJs, die höchsten Kniebelastungen in Form von hohen Knieabduktionsmomenten. Aufgrund der hohen Knieabduktion bei SJs wäre dies denkbar gewesen. Zumal die Zusammenhangsanalysen sehr hohe Korrelationen zwischen Knieabduktion und -abduktionsmoment bei allen Bewegungsaufgaben unabhängig von der Gruppierungsvariable Geschlecht und von der Sprungdistanz aufwiesen ($r \geq ,62$; $p < ,001$). Für die SJs fiel diese Korrelation mit $r \geq ,89$ ($p < ,001$) größer aus. Auch in der schwachen verglichen zur starken Hüftkraftgruppe fiel die Korrelation stärker aus. Eine mögliche Erklärung könnte darin liegen, dass die Hüftabduktoren und -rotatoren, welche bei dem Hüftkrafttest aktiviert waren, Kräfte der unteren Extremitäten abgefangen haben könnten (Hewett & Myer, 2011; Hewett et al., 1996). „Presumably, stronger [hip abduction strength] can cushion knee loads even when higher [knee abduction angles] result“ (Pauls et al., 2019, S. 6). Gleichzeitig zeigten Studien, dass schwache Hüftabduktoren mit veränderten Koordinationsmustern des Ober- und Unterkörpers einhergehen können (B. E. Smith et al., 2014). Bei komplexen Landemanövern konnte ein schwacher M. gluteus medius durch veränderte Belastungswirkung auf das Kniegelenk zum Valgus führen (Alentorn-Geli et al., 2009). Dabei kann die gesamte Beinachsensymmetrie dahingehend verändert werden, dass eine erhöhte Verletzungsgefahr droht oder bestimmte Leistungsanforderungen nicht mehr erfüllt werden können. Ein verändertes kinematisches

Profil abhängig von der Hüftkraft konnte durch den Interaktionseffekt mit der Bewegungsaufgabe in der vorliegenden Arbeit nachgewiesen werden. Vor allem die laterale Oberkörpermitteigung beim SJ war davon positiv betroffen. Um die Wechselwirkung zwischen hüftumgebender Muskelkraft und biomechanischem Profil besser verstehen zu können, empfiehlt es sich in weiteren Analysen ebenfalls die Hüftkinematik und -kinetik in Abhängigkeit der Hüftkraft näher zu betrachten.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Kopplung einer repräsentativen vertikalen (am ehesten DJ_EB) und einer repräsentativen lateralen Bewegungsaufgabe (SJ) den besten Aufschluss für die Kniestabilität liefern können. Beide Bewegungsaufgaben sind besonders aussagekräftig und bilden dabei unterschiedliche repräsentative Belastungscharakteristika ab, weshalb diese von besonderem Interesse sind. Die Hüftabduktoren sind vermutlich in der Lage, die Belastungen auf das Kniegelenk zu dämpfen, da trotz größeren Knieabduktionswinkeln ähnliche Knieabduktionsmomente produziert wurden. Möglicherweise ist dies auch auf die Stabilisierung des Rumpfes in Frontalebene bei SJs zurückzuführen. Beim Vergleich der stabilen mit der instabilen Untergrundbedingung hinsichtlich der Kniemomente ist zu berücksichtigen, dass die Airexmatte Belastungen abgedämpft haben könnte. In Folgestudien wird empfohlen, die neuromuskuläre Aktivität zu erfassen und Langzeiteffekte von Interventionsstudien, beispielsweise der Hüftkraft, zu untersuchen. Zudem wird eine prospektive Studie empfohlen, welche die Knieverletzungshäufigkeit vor allem in Regressionsanalysen berücksichtigt.

6.6 Methodenkritische Reflexion

In der vorliegenden Querschnittsstudie kamen multifaktorielle Messmethoden mit kinematischen, dynamischen sowie neuromuskulären Messverfahren zum Einsatz. Ziel war einerseits das Erlangen eines besseren Verständnisses über die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper, Hüftregion und dem Kniegelenk, andererseits sollten Indikatoren der Verletzungsgefahr, Beinachsen-Fehlstellungen und Leistung abgebildet werden. Dazu wurden verschiedene Bewegungsaufgaben aus unterschiedlichen Sprungdistanzen bzw. Fallhöhen realisiert, um die biomechanische Belastungsstruktur möglichst allumfassend analysieren zu können. Dabei sollen im Folgenden einige Limitationen seitens der Personenstichprobe, des Versuchsaufbaus als auch der Messmethodik aufgegriffen werden.

Personenstichprobe

In der vorliegenden Studie nahmen 43 Personen teil. Auf Basis vorangegangener Power Analysen zur Stichprobengröße hat die vorliegende Studie somit die Mindestteilnehmerzahl für eine 80 %-ige Power überschritten. Nach Prieske et al. (2015) sollten 29 Teilnehmende in einer Studie eingeschlossen werden, um signifikante Korrelationen zwischen Messungen des Oberkörpers und der Sprungleistung beim DJ abbilden zu können. Bereits 26 Probanden reichten aus, um die Untergrundbedingung stabil vs. instabil zu untersuchen (Prieske et al., 2013). In Anlehnung an Frank et al. (2013) ist eine Stichprobengröße von 30 ausreichend für Regressionsmodelle mit zwei Prädiktoren, welche Variationen der dreidimensionalen Kniemomente untersuchten. Nichtsdestotrotz war die selektive Stichprobe für eine

mehrfaktorielle Varianzanalyse mit vier Gruppierungsvariablen (Geschlecht x Sportart) zu gering bzw. der Anteil zwischen Männern und Frauen nicht ausbalanciert. Dies könnte in Folgestudien optimiert werden, sodass ein solcher Vergleich möglich wäre.

Als möglichen Kritikpunkt soll an dieser Stelle die Zusammensetzung der Stichprobe aus Allroundsportlern und Judoka aufgegriffen werden. Das Heranziehen von Sportstudierenden mit einer möglichst hohen Allgemeinsportlichkeit ist in vielen Studien eine beliebte Wahl der Rekrutierung von Probanden. Dies ist ebenfalls der leichten Zugänglichkeit dieser Kohorte geschuldet. Hier könnte jedoch eine Abhängigkeit der Teilnehmenden von Versuchsleitenden, welche gleichzeitig betreuende Dozierende waren, im Vordergrund gestanden haben. Da die im Querschnitt präsentierte Studie ein Teil einer im Längsschnitt angelegten Studie war und mit einer Trainingsintervention einherging, könnten die Vorteile dieses Trainings für Sportstudierende im Vordergrund gestanden haben. Weiterhin wurde die Relevanz dieser Studie hinsichtlich der Identifikation von Faktoren zur Prävention von Knieverletzungen und zur Leistungssteigerung hervorgehoben. Allroundsportler, welche ebenfalls Ballsportarten nachgehen, könnten für diese Thematik eher sensibilisiert sein und daher eine höhere intrinsische Motivation mit sich gebracht haben, um sich an der Studie zu beteiligen. Letztlich soll darauf hingewiesen werden, dass die Probanden jederzeit und ohne Nachteil ihre Teilnahme beenden konnten. Weiterhin könnte sich im Zusammenhang der Stichprobenwahl die Frage stellen, warum Judoka eingeschlossen wurden, da sich der Verletzungsmechanismus zu typischen Ballsportarten offenbar unterscheidet. Nichtsdestotrotz sind Judoka ebenso häufig von Knieverletzungen betroffen wie Volleyballer und kommen der Verletzungsrate von Fußballtreibenden nahe (*Tab. 6*) (Majewski et al., 2006). Zur Begründung soll auch die Relevanz der Oberkörperstabilität miteinfließen. Da die Oberkörperstabilität einen Zusammenhang zur Auftretenswahrscheinlichkeit von Knieverletzungen und zur Leistungsfähigkeit aufweist und diese bei Judoka höher ausgeprägt sein könnte, war es besonders interessant diese Sportart zu beleuchten. Dadurch könnte die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten aus einer weiteren Perspektive beleuchtet werden, was die Qualität der vorliegenden Studie weiterhin erhöht (interne Validität). Der Versuchszeitraum am Anfang der Wettkampfvorbereitungsphase von Judoka könnte Einfluss auf die Ergebnisse genommen haben. So könnte die Oberkörperkontrolle unmittelbar vor der Wettkampfphase höher ausgeprägt und deutlichere Unterschiede zu Allroundsportlern zeigen.

Als nächstes soll auf die Stichprobenzusammensetzung aus weiblichen und männlichen Athleten eingegangen werden. Frauen bringen ein höheres Verletzungspotential für VKB-Rupturen mit sich und werden in Studien oft selektiert untersucht. In der vorliegenden Studie wurde ein Geschlechtervergleich mit dem Ergebnis durchgeführt, dass kein systematischer Unterschied zwischen Frauen und Männern bestand. Auch Fox et al. (2014) weisen darauf hin, dass oft das kinematische Bewegungsprofil bei Frauen zur Identifikation des Verletzungsmechanismus verwendet wird und dies womöglich mit falschen Rückschlüssen einhergeht. Daher wurden in der vorliegenden Studie gleichermaßen Frauen und Männer eingebunden und somit ein ganzheitlicher Ansatz verfolgt (erhöhte externe Validität). Als letzter Punkt soll auch der Zugang zur Probandenkohorte erwähnt werden. Die Rekrutierung fand zum Teil an einer Eliteschule des Sports in umliegender Umgebung statt, an der mehr

männliche als weibliche Athletinnen Judo betrieben bzw. für die Studie zur Verfügung standen. Eine mögliche Kovariate stellt das Alter der Teilnehmenden dar. Judoka waren im Vergleich zu Allroundsportlern deutlich jünger, zeigten jedoch ähnliche Ausgangsbedingungen. Auch in der Hüftkraft gab es keinen signifikanten Unterschied ($p \geq ,05$).

Versuchsaufbau

Die experimentell aufgebaute Studie beinhaltete ein großes Repertoire an Testaufgaben, sodass hier ein zeitlicher Umfang von bis zu 2,5 h pro Proband zustande kam. Unterschiedliche vertikale und laterale Bewegungsaufgaben wurden in ihrer Fallhöhe bzw. Sprungweite variiert, sodass dieser Versuchsaufbau in seinem Umfang und seiner Komplexität einzigartig im Vergleich zu anderen Studien ist. Dies war insofern erforderlich, um vertikale als auch laterale, bi- und unilaterale Sprünge und Landungen sowie unterschiedliche Untergrundbedingungen miteinander vergleichen zu können. Damit könnten große Testbatterien zum Herausstellen einer Verletzungsgefahr des Kniegelenks zukünftig reduziert werden. Um einer möglichen Ermüdung vorzubeugen, wurden den Versuchsteilnehmenden ausreichend Pausenzeiten eingeräumt und das Testprotokoll in einer standardisierten Reihenfolge absolviert, um vergleichbare Bedingungen unabhängig der individuellen Leistung eines jeden Probanden gewährleisten zu können. Nichtsdestotrotz könnte die kognitive und physische Leistung während des Versuchsablaufs abgenommen und die Ergebnisse beeinflusst haben. In diesem Zuge ist anzumerken, dass auch die Marker und EMG-Sensoren durch Ablösen von der Haut anfälliger für Störungen geworden sein könnten. Um den Einfluss dieser Störvariablen zu reduzieren, wurde jeder Versuch unter gleichen Bedingungen (im Labor, gleiche Instrumente, gleicher Testzeitraum zwischen Probanden usw.) durchgeführt und unmittelbar an die Aufnahmen nach Artefakten wie Lücken in den Bewegungskurven oder Ausfall der EMG-Signale überprüft. Insgesamt könnte die interne Validität dennoch beeinflusst worden sein, da nicht alle Störvariablen kontrolliert werden konnten (Bortz & Schuster, 2010). Das Ziel zukünftiger Studien kann neben einer Reduktion auch der Einschluss weiterer Bewegungsaufgaben sein. Als Ergänzung wären weiterhin seitliche Landungen oder durch Richtungswechsel ergänzte Bewegungsaufgaben vorstellbar.

Wünschenswert wäre die Erfassung der Rumpf- bzw. Oberkörperkraft gewesen. Diese wäre für eine Gruppenbildung (hohe vs. niedrige Rumpfkraft) und als Parameter der Oberkörperstabilität in Zusammenhang mit der Kniestabilität von Interesse gewesen. In der vorliegenden Studie konnte keine Kraftmessung erfolgen, da das verfügbare Gerät zu Beginn der Messungen funktionsunfähig war. Dennoch soll an dieser Stelle auf Studien verwiesen werden, die Interventionen zur Adressierung der Rumpfkraft oder -stabilität durchgeführt haben (Mornieux et al., 2017a, 2019; Whyte et al., 2018). Die Ergebnisse zeigten in Hinblick auf die Kniestabilität unterschiedliche Ergebnisse. Bei Mornieux et al. (2019) konnte nach einem funktionalen dynamischen Training eine signifikant erhöhte laterale Oberkörperneigung nach einem Training gefunden werden bei gleichbleibendem Knieabduktionswinkel. Umgekehrt beeinflusste ein dynamisches Training der Oberkörperstabilität Parameter der Kniestabilität leicht positiv, während die Oberkörperkinematik unbeeinflusst blieb (Whyte et al., 2018). Eine Kompressionsbekleidung als passive Unterstützung erreichte wiederum eine

signifikant erhöhte laterale Oberkörperneigung, die jedoch nicht mit einer erhöhten Kniestabilität (Knieabduktionswinkel, -abduktionsmoment) einherging (Mornieux et al., 2017b).

Da es sich um menschliche Bewegungen handelt, die mit einer gewissen Individualität einhergehen, war auch die Versuchswiederholung mit je drei Wiederholungen jeder Testbedingung wichtig. Die Gültigkeit eines Versuches orientierte sich an einem vorab festgelegten Standard. Dabei wurden individuelle Bewegungslösungen im Rahmen dieser Standards ermöglicht, solange die interne Messvalidität sichergestellt werden konnte. Insgesamt kann eine gute bis ausgezeichnete Reliabilität der kinematischen und kinetischen Parameter in Bewegungsanalyse-Studien erwartet werden (Ford et al., 2005; Mok et al., 2016; Mornieux et al., 2019; Stålbom et al., 2007). Die Variation der Sprungdistanzen ging mit Angaben der vorhandenen Literatur einher und wurde durch weitere Werte ergänzt. Beispielsweise wird für beidbeinige DJs häufig eine Absprunghöhe von 30 oder 40 cm verwendet (Araujo et al., 2015; Kristianslund & Krosshaug, 2013). In der vorliegenden Studie lag die Abstufung der bilateralen DJs bei 24, 32 und 40 cm und derer unilateraler DJs bei 0, 15 und 30 cm. Letztere Abstufung wurde auch bei unilateraler Landung verwendet. Die Absprunghöhe von 0 cm lässt insofern Kritik zu, dass es sich hierbei um keinen Fall (Drop) im engeren Sinne handelte, da ein aktiver Sprung nach vorne durchgeführt werden musste. Dies könnte die Variabilität in den Ergebnissen dieser Sprunghöhen erklären. Die Fallhöhe S lieferte demnach keine eigene Aufklärungskraft und beinhaltete sogar durch den nach anterior gerichteten Startsprung eine Konfundierung. Da in der vorliegenden Arbeit die Sprungleistung beim unilateralen DJ mit zunehmender Fallhöhe sank, könnten Fallhöhen von 10, 20 und 30 cm zur Progression geeignet sein. Die Sprungweite bei den SJs orientierte sich an der individuell erreichbaren maximalen Sprungweite (SW_{max}), dessen Progression von 50 und 70 zu 90 % der SW_{max} reichte. Alternative Methoden verwenden beispielsweise die Beinlänge, welche als Abstand zwischen Boden und dem Trochanter major definiert, mit 1,24 multipliziert wird (vgl. Weltin et al., 2015). Die in der aktuellen Studie verwendete Methode wurde bevorzugt, um die Kniestabilität in Abhängigkeit von leichten bis submaximalen Leistungen (Beanspruchungen) abbilden zu können. Für die SJs von 50 % der individuellen maximalen Sprungweite konnten jedoch sehr unterschiedliche, zum Teil auch „merkwürdige“ Sprungmuster identifiziert werden. Gleichzeitig zeigten einige Probanden Schwierigkeiten, 90 % ihrer individuellen maximalen Sprungweite zu erreichen. Eine Überlegung wäre daher die Absprungmarkierung beim reaktiven Sprung anzupassen. Alternativ könnte die Bewegungsaufgabe in eine Landung umgewandelt werden.

Der Auswertzeitpunkt der kinematischen und kinetischen Parameter beim Erreichen des maximalen Knieabduktionsmoments innerhalb der ersten 30 % der Standphase spiegelt den Zeitpunkt von Knieverletzungen wider und wird daher häufig in Studien verwendet (Mornieux et al., 2014a). Die Analyse mit Fokus auf das rechte Bein hat sich als unilaterale Messmethodik im Rahmen multifaktorieller Testungen etabliert (Mornieux et al., 2014a; Mornieux et al., 2014b).

Datenerfassung

Die multifaktorielle Datenerfassung erfolgte mit Messverfahren des aktuellen „Gold-Standards“ zu gleichen Testbedingungen (hohe instrumentelle Konsistenz). Einige kritisch zu beleuchtende Aspekte wurden bereits in Kapitel 2.1 aufgegriffen. Zur Erfassung der maximalen Hüftkraft wurde ein *Kraftstuhl* der TU Kaiserslautern verwendet. Die Messung in liegender Position bei 90° im Hüft- und Kniegelenk erlaubt Kritik an der isolierten Aufnahme der Hüftabduktoren, da in dieser Position auch die Hüftrotatoren an der Bewegung beteiligt sind. In Zukunft könnte die Position im Hüftgelenk angepasst oder auf ein Isokinet mit einer sehr hohen Testreliabilität zurückgegriffen werden, der die Muskelgruppen möglichst isoliert erfasst (vgl. Myer et al., 2008). Aus Platz- und Kostengründen konnte dieser in der vorliegenden Studie nicht bereitgestellt werden. Denkbar wäre auch der kostengünstigere Einsatz eines Dynamometers (vgl. Tate et al., 2017). Diese sind jedoch verstärkt von der Handhabung der Versuchsleiterin bzw. des Versuchsleiters abhängig und liefern auch bei geübten Personen ungenaue Daten. Eine alternative Empfehlung ist die Etablierung der Testung von Hüftabduktoren und -rotatoren in zukünftigen Studien.

Ein systematischer Messfehler wurde durch die überdurchschnittlich präzise Kalibrierung des Kameraaktivsystems umgangen (*Tab. 10*), womit die interne Validität erhöht werden konnte. Ebenfalls wurde auf eine möglichst exakte Anbringung der Marker auf den anatomischen Orientierungspunkten geachtet und auf deren feste Anbringung, um Artefakte durch Gewebsverschiebung oder lose Marker einzudämmen. Zusätzlich trug das Ganzkörpermodell, welches sich an anatomischen und zum Großteil knöchernen Punkten orientierte, dazu bei, solche Artefakte einzudämmen. Eine Möglichkeit zum verwendeten anatomischen Markermodell bieten Clustermodelle, die vergleichbare zuverlässige Gelenkwinkel produzieren (Boser, Valevicius, Lavoie, Chapman, Pilarski, Hebert & Vette, 2018). In der vorliegenden Arbeit wurden die durch Weichteilverschiebung verursachten Artefakte mit einem entsprechenden Filter reduziert. Dennoch können Haut und Fettgewebe das Erasten der anatomischen Punkte erschwert haben. Da ein zweiter Versuchsleiter involviert war, hätten auch hier interindividuelle Palpationstechniken in Abweichungen resultieren können. Solche Abweichungen, beispielsweise der Hüftmarker, könnten ebenfalls die Erfassung der Kniekinematik verändert haben (Stagni, Leardini, Cappozzo, Grazia Benedetti & Cappello, 2000). Aus diesem Grund begannen die zwei Versuchsleiter die Messungen gemeinsam, um die gleiche Technik anzueignen. Zudem sei erwähnt, dass Abweichungen in der Markerpositionierung bei querschnittlichen Daten weniger Verzerrungen (Bias) verursachen, da das Markermodell einmalig angebracht wird.

Die ultraleichten kabellosen EMG-Transmitter erlaubten eine dynamische Bewegungsfreiheit (Erhöhung der externen Validität im Sinne der Konstrukt- und Situationsvalidität), mussten allerdings mit Tape am Körper befestigt werden. Hieraus können Artefakte durch lose Kabel entstanden sein. Daher wurde jeder Versuch unmittelbar nach der Aufnahme kontrolliert und gegebenenfalls wiederholt. Die Lokation und Befestigung der Elektroden erfolgten nach standardisiertem SENIAM-Protokoll und den Empfehlungen der Gesellschaft für Elektrophysiologie und Kinesiologie. Der Impedanzwert lag unter 5 k Ω , welcher mit sehr guten Bedingungen einhergeht (Hermens et al., 2000).

Statistische Datenverarbeitung

Aufgrund der geringen Probandenanzahl innerhalb der vier Gruppen, die sich aus Geschlecht und Sportart ergaben, wurden Varianzanalysen separat vorgenommen. Für zukünftige Studien könnte die Variation des Geschlechts und der Sportart in Interaktion untersucht werden, um die biomechanische Belastungsstruktur noch umfassender abzubilden. Möglich wäre an dieser Stelle auch der Einschluss weiterer Sportarten mit hoher Oberkörperstabilität. Weitere Untersuchungen zu Hüftauslenkungen in Abhängigkeit der Hüftkraft wären denkbar sowie ferner die Analyse der Beziehung von Hüfte zu Oberkörper und unteren Extremitäten. Die Stärke dieser Arbeit lag neben multivariaten Zusammenhangsanalysen in den binär logistischen Regressionen, welche non-lineare interaktive Prädiktoreffekte auf die Parameter der Kniestabilität aufdecken konnten. Bei den multivariaten Zusammenhangsanalysen wurde ein eigenes Prädiktorenmodell (laterale Oberkörperneigung, Hüftabduktionsmoment, Hüftinnenrotation) untersucht, dass einen hohen Ausklärungsbeitrag für die Indikatoren der Kniestabilität lieferte. Die Stärke dieses Modells war lediglich für die SJs geringer. Hier könnten sich die Oberkörperrotation, teils Oberkörperflexion und die Ko-Kontraktion besser zur Vorhersage eignen. Die in dieser Arbeit herauskristallisierten Belastungscharakteristika, die für unterschiedliche Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten unterschiedlich ausfielen, können in weiteren Analysen helfen, die richtigen Indikatoren und Variablen herauszusuchen. Für eine erweiterte Vorhersage der dynamischen Kniestabilität hinsichtlich verletzungsrelevanter Merkmale sind neben den abhängigen Variablen Knieabduktion, -rotation und Knieabduktionsmoment auch die Verletzungshäufigkeiten miteinzubeziehen. Dazu sind vor allem längsschnittlich angelegte Studien mit Interventionsstudien geeignet. Aus der vorliegenden Arbeit geht die Ko-Kontraktion als weiterer Indikator der Oberkörperstabilität hervor und könnte neben Zusammenhängen mit verletzungsrelevanten Indikatoren auch für die Leistung eine Rolle spielen.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Die Bewegungsaufgabe hatte einen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren, die Sprungleistung und Ko-Kontraktion.

Die Parameter der Kniestabilität unterscheiden sich zwischen bilateralen Drop Jumps und allen anderen Bewegungsaufgaben. Die anderen Bewegungsaufgaben: unilateraler Drop Jump, unilaterale Landung und seitlicher Sprung unterscheiden sich teils nicht stark voneinander. Beispielsweise ist die laterale Oberkörperneigung bei bilateralen DJs neutral, während die Werte beim SJ vergleichbar mit denen der EBS, jedoch geringer als die beim unilateralen DJ waren. Der unilaterale DJ erreichte demnach die höchsten lateralen Oberkörperauslenkungen. Im Fokus der Kniestabilität standen die Parameter Knieabduktionsmoment, Knieabduktion und -rotation. Für die Kniestabilitätsparameter konnten keine Unterschiede zwischen unilateralem Sprung oder Landung festgestellt werden. Während die Knieabduktion bei seitlichen Sprüngen am höchsten ausfiel, erreichten unilaterale Landungen die höchsten Werte in der Knierotation und im Knieabduktionsmoment, gefolgt von unilateralen DJs. Die Parameter der Kniegelenksstabilität gemessen am bilateralen DJ zeigten Zusammenhänge zu den Werten der anderen Bewegungsaufgaben, wobei der Zusammenhang zu den SJs geringer ausfiel. Dies könnte sowohl die Kritik am bilateralen DJ in Screeningverfahren bestärken als auch die Besonderheit und das Interesse an der lateralen Bewegungsaufgabe verdeutlichen. Trotz höchsten Knieauslenkungen war das Knieabduktionsmoment bei der unilateralen Landung und dem unilateralen DJ höher als beim seitlichen Sprung. Gleichzeitig wurde beim SJ eine höhere Knieflexion und -rotation sowie Hüftauslenkung mit höchsten Oberkörperflexionen und -rotationen identifiziert. Die Bewegungsaufgabe zeigt einen Effekt auf die Sprungleistung, welche beim unilateralen DJ geringer ausfiel als beim bilateral durchgeführten reaktiven Sprung. Weiter zeigte die Bewegungsaufgabe einen Effekt auf die Ko-Kontraktion, welche bei bilateralen DJs und unilateralen Landungen am geringsten und bei unilateralen DJs am höchsten ausgeprägt war.

Die Sprungdistanz hatte einen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren und die Sprungleistung, jedoch nicht auf die Ko-Kontraktion.

Insgesamt sind die Effekte der Variation von Fallhöhe bzw. Sprungweite in Abhängigkeit der jeweiligen Bewegungsaufgabe unterschiedlich einzustufen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass nur wenige Auswirkungen der Sprungdistanz (Belastungsstufen) beim bilateralen DJ erkennbar waren. Bei den unilateralen vertikalen Bewegungsaufgaben (DJ_EB, EBS) kam es zu Veränderungen der gesamten biomechanischen Parameter, einschließlich der kinetischen Daten. Entgegen der Annahme kam es mit steigender Fallhöhe bzw. Sprungweite zu einer Reduktion der Knieflexion und -abduktion, jedoch zu höheren Kniemomenten. Die Knieabduktion erreichte beim SJ höhere Werte kongruent mit dem Anstieg der Sprungweite, wohingegen Hüftauslenkungen und Hüftmomente sowie das Knieabduktionsmoment unverändert blieben. Somit wurden bei unilateralen Sprung- und Landungsaufgaben die Kniebelastung und beim SJ die Knieabduktion als Parameter der Kniestabilität in Richtung einer potentiell höheren Verletzungsgefahr beeinflusst. Eine mögliche Erklärung dafür, dass sich die Sprungdistanzen nicht gut für alle Parameter als Belastungsstufen eigneten, könnte zum

einen mit den variablen Abstufungen zwischen den Distanzen und zum anderen zwischen den Bewegungsaufgaben begründet werden. Beispielsweise orientierte sich der laterale Sprung an der individuellen maximalen Sprungweite (50–90 % SW_{\max}) im Gegensatz zu den definierten Fallhöhen (24, 32, 40 cm; 00, 15, 30 cm). Die Sprungdistanz zeigte eine Interaktion mit der Bewegungsaufgabe und beeinflusste die Sprungleistung dahingehend, dass diese bei bilateralen DJs mit steigender Sprungdistanz zunahm, während die Leistung beim unilateralen DJ abnahm. Eine Zunahme der Ko-Kontraktion durch Variation der Fallhöhen bzw. Sprungweiten war lediglich beim bilateralen DJ erkennbar.

Die Untergrundbedingung hatte keinen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren, die Sprungleistung oder die Ko-Kontraktion.

Die Untergrundbedingung führte zu niedrigeren Gelenkmomenten, was auf die dämpfenden Eigenschaften der Airexmatte zurückzuführen ist. Daher ist die Vergleichbarkeit der Momente schwierig. Es konnte kein Effekt auf die Kniekinematik nachgewiesen werden. Die Sprungleistung war auf instabilen Untergrund geringer, zeigte jedoch nur für den Sprungindex einen Effekt. Grund dafür sind, neben der geringeren Sprunghöhe, vor allem die ansteigenden Bodenkontaktzeiten auf der Airexmatte. Die Ko-Kontraktion blieb von der Untergrundbedingung unbeeinflusst.

Das Geschlecht zeigte keinen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren und die Ko-Kontraktion, jedoch auf die Sprungleistung.

Das Geschlecht zeigte wenige, jedoch bewegungsaufgaben-abhängige Unterschiede zwischen Frauen und Männern. Bei unilateralen Sprüngen und Landungen wiesen Männer höhere Knieabduktionen und -abduktionsmomente auf. Dahingegen zeigten Frauen bei seitlichen Sprüngen höhere Hüftabduktionsmomente und eine geringere laterale Oberkörperneigung. Die Sprungleistung war bei männlichen Athleten besser und die Ko-Kontraktion zwischen beiden Geschlechtern vergleichbar.

Die Sportart zeigte keinen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren und die Ko-Kontraktion, jedoch auf die Sprungleistung.

Allroundsportler zeigten zwar höhere Oberkörperflexionen als Judoka, darüber hinaus waren keine Unterschiede zwischen diesen Gruppen in Hinblick auf die kinematischen und kinetischen Parameter oder die Ko-Kontraktion erkennbar. Die Sprungleistung zeigte bessere Sprunghöhen für Allroundsportler mit besseren Sprungindizes bei Judoka.

Die Ko-Kontraktionsstärke und die Oberkörperauslenkungen haben einen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren.

Die Oberkörper- und Beckenauslenkungen fielen bei höherer Ko-Kontraktion ähnlich aus. Allerdings zeigte die Gruppe der hohen Ko-Kontraktion über alle Bewegungsaufgaben hinweg geringere Hüftrotationen sowie geringere Hüftflexionsmomente und -abduktionsmomente. Unterschiede hinsichtlich der Knieauslenkungen waren für den bilateralen Drop Jump und die unilaterale Landung, jedoch ohne Systematik, erkennbar. Die Ko-Kontraktionsstärke hatte bei bilateralen DJs, EBS und SJs geringere Knieabduktionsmomente zur

Folge. Zusammengefasst sind die Unterschiede zwischen niedriger und hoher Ko-Kontraktion als gering einzuschätzen, liefern jedoch Hinweise, die sich in den Regressionsanalysen widerspiegeln. Insbesondere der Effekt auf die Knieabduktionsmomente veranschaulicht die Auswirkung der Oberkörperstabilität und Ko-Kontraktion in Abhängigkeit der Bewegungsaufgabe. Für den bilateralen DJ konnte die Oberkörperflexion als signifikanter Prädiktor identifiziert werden. Bei unilateralen DJs blieb die Oberkörperrotation im Modell und für die unilateralen Landungen war die laterale Oberkörperneigung wichtig. Letztere konnte zusammen mit der Ko-Kontraktion die Variabilität des Knieabduktionsmoments um weitere 3 % vorhersagen. Für die seitlichen Sprünge konnte die Oberkörperrotation mit der Ko-Kontraktion identifiziert werden. Dahingegen war die Vorhersage der Knieabduktionen lediglich beim bilateralen DJ durch die Oberkörperflexion und Ko-Kontraktion möglich. Die Knierotation konnte durch die gesamte Oberkörperauslenkung, ebenfalls beim bilateralen DJ sowie den SJs, vorhergesagt werden. Zusammengefasst lässt sich schlussfolgern, dass die Oberkörperkontrolle bei steigender Gelenkbelastung einen höheren Stellenwert einnimmt. Zugleich kann angenommen werden, dass die Ko-Kontraktion vor allem zur Stabilisierung bei komplexen und dynamischen Bewegungen benötigt wird. Gleichzeitig besteht eine Interaktion zwischen Ko-Kontraktion und den Parametern der Oberkörperstabilität, welche die Kniestabilität besser vorhersagen könnten.

Die laterale Oberkörperneigung, das Hüftabduktionsmoment und die Hüftinnenrotation sagen die Kniestabilität vorher.

Das Modell konnte die Variabilität der Kniebelastung besser vorhersagen als das Modell mit den zwei Prädiktoren laterale Oberkörperneigung und Hüftabduktionsmoment. Insgesamt erreichte das Modell für die Aufklärung der Variabilität des Knieabduktionsmoments bei vertikalen Bewegungsaufgaben bis 70 % und für die seitlichen Bewegungsaufgaben bis 35 %. Die Vorhersage für die Knieabduktion lag insgesamt deutlich höher: bei bilateralen DJs bei ca. 63 %, für die unilateralen DJs und Landungen bei ca. 68 % und für die seitlichen Sprünge bei ca. 31 %. Dies ist vor allem auf den Prädiktor *Hüftinnenrotation* zurückzuführen, welcher gleichzeitig einen Indikator im Verletzungsmechanismus darstellt. Zur Vorhersage der Knierotation eignete sich das Modell ebenfalls, erreichte jedoch ein geringeres korrigiertes Bestimmtheitsmaß mit Aufklärung der Variabilität bis 41 %. Die laterale Oberkörperneigung, welche in einigen Studien bereits in Zusammenhang zu Knieverletzungen gesetzt wurde, zeigte in der vorliegenden Arbeit keine Korrelation. Folglich war eine höhere seitliche Rumpfneigung nicht mit einem höheren Knieabduktionsmoment, jedoch mit höherer Knieaußenrotation beim bilateralen DJ und SJ assoziiert. Dennoch weist die binäre Regressionsanalyse beim unilateralen DJ von der höchsten Sprungdistanz auf die Bedeutung der lateralen Oberkörperneigung und der Hüftrotation hin. Um das Knieabduktionsmoment bei unilateralen DJs zu 95 % richtig vorherzusagen, wurden diese zwei Prädiktoren zusammen mit den drei Knieauslenkungen im Modell eingeschlossen. Für die Vorhersage einer niedrigen oder hohen Knieabduktion war allein die Hüftkinematik und Kniekinematik ausreichend. Die Prädiktoren Knierotation und Hüftrotation sowie Hüftflexion zeigten eine Wahrscheinlichkeit von 95 % zur richtigen Vorhersage. Die Knierotation wurde durch die Knieabduktion und Hüftrotation mit einer Wahrscheinlichkeit von 75 % richtig vorhergesagt. Auch für den SJ war die Kniekinematik und Hüftkinematik zur Vorhersage eines niedrigen oder

hohen Knieabduktionsmoments ausreichend: Knieflexion und -abduktion sagten 95 % richtig voraus, wobei die Wahrscheinlichkeit mittels Knieflexion, -abduktion und Hüftabduktion im Modell bei 100 % lag. Dies ändert sich zur Vorhersage der Kriteriumsvariable Knieabduktion. Unter Einbezug der Oberkörperflexion können Knie- und Hüftrotation sowie weiterhin die Beckenkipfung 92 % der Knieabduktion richtig vorhersagen. Letztlich kann die Variabilität der Knierotation beim SJ aus 90 % SW_{\max} von den Hüftauslenkungen zu 80 % erklärt werden. Die Erkenntnisse veranschaulichen allesamt die Bedeutung der Hüfte hinsichtlich der Kniestabilität und weisen der lateralen Oberkörperneigung an dieser Stelle eine untergeordnete Rolle zu.

Non-lineare interaktive Prädiktoreffekte unterscheiden sich zum einen zwischen den Bewegungsaufgaben, zum anderen zeigen sie einen hohen eigenen Aufklärungsbeitrag für die laterale Oberkörperneigung, wenn diese mit der Kniekinematik und Hüftinnenrotation zur kategorialen Zuordnung des Knieabduktionsmoments und der Knierotation untersucht wird.

Die identifizierten signifikanten Prädiktorenmodelle unterschieden sich zwischen den Bewegungsaufgaben und der Kriteriumsvariablen. Für den unilateralen DJ von hoher Fallhöhe konnten fünf signifikante Prädiktoren zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments identifiziert werden: Kniekinematik in 3D, Hüftinnenrotation und die laterale Oberkörperneigung. Die Knieabduktion beim unilateralen DJ wurde am besten durch die Kniekinematik und Hüftkinematik (Knieaußenrotation, Hüftflexion und -innenrotation) vorhergesagt, die Knierotation durch die Prädiktoren laterale Oberkörperneigung und Knieabduktion. Für den SJ konnten zwei signifikante Modelle für die Kriteriumsvariable Knieabduktionsmoment identifiziert werden: (1) Knieflexion, Knieabduktion und (2) Knieflexion, Knie- und Hüftabduktion. Vier signifikante Prädiktoren eigneten sich, um beim SJ die Knieabduktion richtig zuzuordnen: Knieaußenrotation, Hüftinnenrotation, Beckenkipfung und Oberkörperflexion. Das Modell der Hüftkinematik konnte Fälle beim SJ hinsichtlich der Knierotation am besten zuordnen.

Die Hüfte (Kinematik, Dynamik und Muskelkraft) beeinflusst die Kniestabilität und den Zusammenhang zwischen Knieabduktionsmoment und Knieabduktion.

Die zuvor beschriebenen Erkenntnisse zu den binären Regressionsanalysen des unilateralen DJs und des seitlichen Sprungs rücken die Hüfte als Einflussfaktor der Kniestabilität in den Vordergrund. Die Hüftmomente konnten zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments, vor allem bei vertikalen Bewegungsaufgaben, herangezogen werden. Das Regressionsmodell eignete sich zudem dazu, die Knieabduktion bei unilateralen DJs und die Knierotation bei SJs vorherzusagen. Dies verdeutlicht die Abhängigkeit von der Bewegungsaufgabe. Einen besonderen Stellenwert nimmt das Hüftrotationsmoment ein, welches bei unilateralen Drop Jumps und seitlichen Sprüngen als signifikanter Prädiktor im Modell bleibt. Dies geht auch mit der Hüftkinematik einher, bei der die Hüftrotation einen wesentlichen Prädiktor für alle Bewegungsaufgaben und Sprungdistanzen darstellt. Für die Vorhersage des Knieabduktionsmoments erwies sich auch die Hüftflexion als wesentlicher Prädiktor für die hohen Sprungdistanzen der unilateralen Bewegungen. Das Modell aus Hüftflexion, -abduktion und -rotation konnte die Knieabduktion beim bilateralen DJ vorhersagen. Hinsichtlich der Knieabduktion wiesen die Ergebnisse keine Systematik auf. Das Modell ist vor allem für die

Vorhersage der Knierotation geeignet, wobei die Hüftrotation erneut einen höheren Stellenwert als Prädiktor einnimmt. Da weder ein Zusammenhang zwischen lateraler Oberkörperneigung und Knieabduktionsmoment noch mit der Knieabduktion gefunden wurde, kann der Einfluss der Hüftkraft diesbezüglich nicht hinreichend untersucht werden. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass in der Gruppe der hohen Hüftkraft die laterale Oberkörperneigung bei seitlichen Sprüngen geringer ausfiel. Entgegen der Annahme zeigte die Knieabduktion eine leichte Erhöhung, während das Knieabduktionsmoment vergleichbar war. Weiterhin wiesen die Parameter Knieabduktionsmoment und Knieabduktion miteinander eine starke positive Korrelation auf. Dieser Zusammenhang ist in der Gruppe der starken Hüftabduktionskraft abgeschwächt. Als mögliche Ursache hierfür können die Hüftabduktoren und -außenrotatoren herangezogen werden, welche die Belastungen der unteren Extremitäten abfangen haben könnten. Gleichzeitig waren Oberkörperauswirkungen bei seitlichen Sprüngen in einer Stabilisierung in Frontalebene ersichtlich.

Ausblick

Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse zur Belastungsstruktur lassen weitere Implikationen für zukünftige Forschung zur Erklärungen der dynamischen Kniestabilität zu. So kann auch auf die Frage nach geeigneten Screening-Verfahren zur dynamischen Kniegelenkskontrolle der Einschluss unilateraler vertikaler Sprung- und Landungsaufgaben auf stabilen Untergrund empfohlen werden. Dies ist damit zu begründen, dass die Kniwinkel und -momente in Frontalebene höhere Werte aufweisen als bei beidbeiniger Ausführung. Zudem bilden diese Bewegungsaufgaben verletzungs- und leistungsrelevante Bewegungen ab, sind einfach in der Durchführung und können gleichzeitig die Sprungleistung erfassen. Ferner sollten seitliche reaktive Sprünge nach Möglichkeit eingebunden werden, bei denen die Sprungleistung standardisiert (Erreichen der Absprungmarke) oder maximiert wird und die gleichzeitig für eine hohe Anforderung an das neuromuskuläre System (Ko-Kontraktionswerte) stehen. Die Auswahl dieser Bewegungsaufgaben ergibt sich weiterhin aus der Einschätzung des Risikoprofils. Erklärungen zur dynamischen Kniestabilität lassen sich besser beim Einsatz von Testverfahren erlangen, bei denen es stärkere Ausprägungen der Belastungsindikatoren und ihrer Prädiktoren gibt. Die Belastungscharakteristika zeigten beim bilateralen DJ die höchste dynamische Kniestabilität. Zwischen unilateralen DJs und Landungen konnten für die Parameter der Kniestabilität nur geringe Unterschiede festgestellt werden. Unter Einbezug der Ko-Kontraktion zeigte sich, dass sich die unilateralen DJs aufgrund der höheren Anforderung an das neuromuskuläre System von den EBS abhoben. Dies galt auch für die SJs, die sich bereits im Vergleich der biomechanischen Belastungsstruktur deutlich von den anderen Bewegungsaufgaben abgrenzten. Daher werden die zwei reaktiven Bewegungsaufgaben, unilateraler vertikaler Sprung und lateraler Sprung besonders empfohlen. Ebenfalls von Interesse könnten unantizipierte Bewegungsaufgaben sein, die vor allem die Erfassung der Ko-Kontraktion integrieren. Ein Vergleich der Untergrundbedingung brachte keine Veränderungen der Parameter der Kniestabilität mit sich. Durch die dämpfende Wirkung der weichen Airexmatte wird der Vergleich von Kniemomenten eher erschwert, als dass er Aufklärungspotential liefert. Eine Anpassung der Variation der Fallhöhen beispielsweise anhand der individuellen Sprungleistung wäre denkbar. Empfohlen

wird auch die Durchführung von Belastungsstufen mit Ausgrenzung der Fallhöhe S (0 cm) beim unilateralen Sprung und der unilateralen Landung. Eine geeignete Progression beim unilateralen DJ könnten Fallhöhen von 10, 20 und 30 cm sein. Für die SJs schienen 50 % als auch 90 % der individuellen maximalen Sprungweite ungeeignet zu sein. Daher wird eine Anpassung der Absprungmarkierung beim reaktiven Sprung beispielsweise in 60, 70 und 80 bis 85 % empfohlen. Alternativ könnte die Bewegungsaufgabe in eine Landung umgewandelt werden. Da das biomechanische Profil für diese Implikationen noch nicht untersucht wurde, empfiehlt sich diesbezüglich eine vorangehende Studie. Sollte der bilaterale DJ trotz eingeschätzter, geringer Gefährdung der Kniestabilität in weitere Untersuchungen eingeschlossen werden, so empfiehlt sich ebenfalls eine Anpassung der Progression an die individuelle Sprungleistung.

Obwohl die Gruppierungsvariablen *Geschlecht* und *Sportart* nur einen geringen Effekt auf die biomechanischen Indikatoren hatten, sollten in Folgestudien weiterhin geschlechtsspezifische Merkmale untersucht werden. Der Einschluss von Sportarten mit hoher Oberkörperstabilität kann in Zukunft weiterhin Aufschluss über die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten und der dynamischen Kniestabilität liefern. Dafür sind ferner höhere Teilnehmerzahlen notwendig. Zusätzlich kann der Einschluss von weiteren Messverfahren, wie beispielsweise der Isokinet und Maximalkrafttests des Oberkörpers, weitreichendere Erkenntnisse liefern. Dabei sollte der Fokus auf die neuromuskuläre Kontrolle verstärkt werden. In der vorliegenden Studie hat sich die Ko-Kontraktion von M. erector spinae und M. rectus abdominis als neuer Parameter in der Oberkörperstabilität etabliert. Es konnte gezeigt werden, dass die Kniestabilität unter Einschluss der Ko-Kontraktion besser vorhergesagt werden konnte. Im Gegensatz dazu steht die laterale Oberkörperneigung, die entgegen der Annahme zunächst keinen bzw. nur für die unilaterale Landung einen Zusammenhang zur Kniestabilität aufwies. Dies änderte sich bei den Analysen non-linearer Prädiktoreffekte, sodass die laterale Oberkörperneigung zusammen mit der Knieabduktion und Hüftinnenrotation zur Vorhersage des Knieabduktionsmoments in niedrig oder hoch bei unilateralen DJs sogar den höchsten eigenen Aufklärungsbeitrag lieferte. In Folgestudien sollte die Kniestabilität unter Einbezug der lateralen Oberkörperneigung in binär logistischen Analysen untersucht werden. Da männliche Athleten eine höhere Oberkörperauslenkung mit gleichzeitig besserer Sprungleistung zeigten, stellt sich weiterhin die Frage, ob ein Zusammenhang der Oberkörperkontrolle zur Leistung besteht. Daher sollte die Oberkörperkontrolle auch hinsichtlich einer Relevanz zur Leistung untersucht werden. Für die in Folgestudien empfohlenen Bewegungsaufgaben unilateraler DJ und lateraler reaktiver Sprung konnten die Oberkörperrotation und Ko-Kontraktion als Prädiktoren identifiziert werden. Dies sollte ebenfalls in weiteren Studien zusammen mit der Hüftrotation Berücksichtigung finden. Die Hüftinnenrotation zeigte bei allen Bewegungsaufgaben den stärksten Zusammenhang mit der Kniestabilität und erhöhte deren Vorhersage im eigenen Prädiktorenmodell (laterale Oberkörperneigung, Hüftabduktionsmoment). Insgesamt konnten die Hüftauslenkungen zur Vorhersage der Kniestabilität am besten genutzt werden. Aus den vorliegenden Ergebnissen kann die Empfehlung formuliert werden, das Hüftmoment zusammen mit der Hüftrotation in Regressionsanalysen als Prädiktoren und ferner die Knierotation als Kriteriumsvariable aufzunehmen.

Die hüftumgebende Muskelkraft (Hüftabduktoren / Außenrotatoren) konnte Kräfte der unteren Extremitäten abfangen oder umverteilen, sodass die Kniebelastung in der Gruppe der hohen Hüftkraft geringer ausfiel. In Zukunft sollten Langzeiteffekte von Interventionsstudien, beispielsweise die Stärkung der Hüftkraft, untersucht werden. Zudem wird eine prospektive Studie empfohlen, welche die Knieverletzungshäufigkeit vor allem in den Regressionsanalysen berücksichtigt. Nur mit multivariaten Analysen unter Einbindung der verschiedenen Prädiktoren der beteiligten Körpersegmente konnte das komplexe Bedingungsgefüge der Kniestabilität abgebildet werden. Zudem traten einzelne relevante Prädiktoren erst in der non-linearen Interaktion mit anderen Prädiktoren zutage, weshalb non-lineare Regressionsanalysen besonders empfohlen werden. Da man einer hohen Ko-Kontraktion hinsichtlich der Ökonomie und Gelenkabnutzung auch kritisch gegenüberstehen kann, könnten Trainingsinterventionen durchgeführt werden. Diese könnten sowohl reaktive Elemente als auch die Kräftigung der hüftumgebenden Muskelkraft beinhalten. Dazu zählen unantizipierte Bewegungsaufgaben, plyometrische Übungen bzw. dynamisch-komplexe, koordinative Sprung- und Landungsaufgaben sowie kräftigende Übungen für Oberkörper und Hüfte. Somit könnte ebenfalls die Ko-Kontraktion im Längsschnittdesign untersucht und ein weiterer Beitrag in der Aufklärung der Kniestabilität geleistet werden.

Literaturverzeichnis

- Adam, H. C. (2010). *Eadweard Muybridge: The human and animal locomotion photographs*. Köln: Taschen.
- Agel, J., Arendt, E. A. & Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 524-530. doi:10.1177/0363546504269937
- Ahmad, C. S., Clark, A. M., Heilmann, N., Schoeb, J. S., Gardner, T. R. & Levine, W. N. (2006). Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity. *American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 370-374. doi:10.1177/0363546505280426
- Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T. & Fredericson, M. (2008). Core stability exercise principles. *Current Sports Medicine Reports*, 7(1), 39-44. doi:10.1097/01.Csmr.0000308663.13278.69
- Akuthota, V. & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(3 Suppl 1), 86-92. doi:10.1053/j.apmr.2003.12.005
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C. & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 17(7), 705-729. doi:10.1007/s00167-009-0813-1
- Ambegaonkar, J. P., Mettinger, L. M., Caswell, S. V., Burt, A. & Cortes, N. (2014). Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. *The international Journal of Sports Physical Therapy*, 9(5), 604-616.
- Anderson, K. G. & Behm, D. G. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 637-640. doi:10.1519/1533-4287(2004)18<637:MOEAAAL>2.0.CO;2
- Araujo, S., Cohen, D. & Hayes, L. (2015). Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: a pilot study. *Journal of Human Kinetics*, 45, 27-37. doi:10.1515/hukin-2015-0004
- Arendt, E. & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer - NCAA data and review of literature. *American Journal of Sports Medicine*, 23(6), 694-701. doi:10.1177/036354659502300611
- aus der Fünter, K., Faude, O., Skorski, S. & Meyer, T. (2013). Sportmedizin. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Sport. Das Lehrbuch für das Sportstudium* (S. 170-210). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Baldon, R. D. M., Piva, S. R., Scatone Silva, R. & Serrão, F. V. (2015). Evaluating eccentric hip torque and trunk endurance as mediators of changes in lower limb and trunk kinematics in response to functional stabilization training in women with patellofemoral pain. *American Journal of Sports Medicine*, 43(6), 1485-1493. doi:10.1177/0363546515574690
- Barbado, D., Barbado, L. C., Elvira, J. L., van Dieën, J. H. & Vera-Garcia, F. J. (2016a). Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait Posture*, 49, 90-96. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.027
- Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., Juan-Recio, C., Montero-Carretero, C., van Dieën, J. H. & Vera-Garcia, F. J. (2016b). Trunk stability, trunk strength and sport performance level in judo. *PLoS One*, 11(5), e0156267. doi:10.1371/journal.pone.0156267
- BDP & DGP. (2016, 21.09.2016). Berufsethische Richtlinien. Zugriff unter <https://www.bdp-verband.de/binaries/content/assets/beruf/ber-foederation-2016.pdf>

- Beaulieu, M. L., Lamontagne, M. & Xu, L. (2009). Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(8), 968-976. doi:10.1007/s00167-009-0821-1
- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M. & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*, 35(1), 91-108. doi:10.1139/H09-127
- Bencke, J., Aagaard, P. & Zebis, M. K. (2018). Muscle activation during ACL injury risk movements in young female athletes: a narrative review. *Frontiers in Physiology*, 9, 445. doi:10.3389/fphys.2018.00445
- Benjaminse, A., Gokeler, A., Fleisig, G. S., Sell, T. C. & Otten, B. (2011). What is the true evidence for gender-related differences during plant and cut maneuvers? A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(1), 42-54. doi:10.1007/s00167-010-1233-y
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(sup230), 1-54. doi:10.3109/17453678909154177
- Besier, T. F., Lloyd, D. G. & Ackland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 35(1), 119-127. doi:10.1249/01.MSS.0000043608.79537.AB
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R. & Cochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 33(7), 1176-1181. doi:10.1097/00005768-200107000-00015
- Beynnon, B. D., Fleming, B. C., Johnson, R. J., Nichols, C. E., Renström, P. A. & Pope, M. H. (1995). Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(1), 24-34. doi:10.1177/036354659502300105
- Beynnon, B. D., Vacek, P. M., Newell, M. K., Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., Slaughterbeck, J. R. et al. (2014). The effects of level of competition, sport, and sex on the incidence of first-time noncontact anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sports Medicine*, 42(8), 1806-1812. doi:10.1177/0363546514540862
- Bibliographisches Institut GmbH. (2018). Die Stabilität *Duden*. <https://www.duden.de/recht-schreibung/Stabilitaet>.
- Biering-Sørensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-119.
- Bliss, L. S. & Teeple, P. (2005). Core stability: the centerpiece of any training program. *Current Sports Medicine Reports*, 4(3), 179-183.
- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B. & Hewett, T. E. (2009). Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 252-259. doi:10.1177/0363546508328107
- Borghuis, J., Hof, A. L. & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, 38(11), 893-916. doi:10.2165/00007256-200838110-00002
- Bortz, J. & Schuster, C. (2010). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (7 ed.). Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Boser, Q. A., Valevicius, A. M., Lavoie, E. B., Chapman, C. S., Pilarski, P. M., Hebert, J. S. & Vette, A. H. (2018). Cluster-based upper body marker models for three-dimensional kinematic analysis: Comparison with an anatomical model and reliability analysis. *Journal of Biomechanics*, 72, 228-234. doi:10.1016/j.jbiomech.2018.02.028
- Brown, T. N., Palmieri-Smith, R. M. & McLean, S. G. (2009). Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings:

- implications for anterior cruciate ligament injury. *British Journal of Sports Medicine*, 43(13), 1049-1056. doi:10.1136/bjsm.2008.055954
- Bühner, M. & Ziegler, M. (2009). *Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. München: Pearson.
- Büsch, D., Pabst, J., Mühlbauer, T., Ehrhardt, P. & Granacher, U. (2015). Effekte plyometrischen Trainings unter Verwendung instabiler Untergründe auf sportmotorische Sprung- und Schnelligkeitsleistungen von Nachwuchsleistungshandballern. *Sports Orthopaedics and Traumatology Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie*, 31(4), 299-308. doi:10.1016/j.orthtr.2015.07.007
- C-Motion. (2015, 18. Dezemeber). Inverse dynamics. *Inverse dynamics calculations in Visual3D*. Zugriff unter https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Inverse_Dynamics
- Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T. & Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 261-267.
- Chaudhari, A. M., Hearn, B. K. & Andriacchi, T. P. (2005). Sport-dependent variations in arm position during single-limb landing influence knee loading: implications for anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sports Medicine*, 33(6), 824-830. doi:10.1177/0363546504270455
- Chaudhari, A. M., McKenzie, C. S., Pan, X. & Onate, J. A. (2014). Lumbopelvic control and days missed because of injury in professional baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 42(11), 2734-2740. doi:10.1177/0363546514545861
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A. & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait Posture*, 21(2), 197-211. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.004
- Cholewicki, J. & McGill, S. M. (1995). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 1-15.
- Cholewicki, J. & VanVliet, J. J. (2002). Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical Biomechanics*, 17(2), 99-105. doi:10.1016/s0268-0033(01)00118-8
- Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M. & Garrett, W. (2000). Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(2), 234-240. doi:10.1177/03635465000280021501
- Cortes, N., Onate, J. & Van Lunen, B. (2011). Pivot task increases knee frontal plane loading compared with sidestep and drop-jump. *Journal of Sports Sciences*, 29(1), 83-92. doi:10.1080/02640414.2010.523087
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W. & Hewett, T. E. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of Athletic Training*, 41(1), 67-73.
- Cowley, P. M. & Swensen, T. C. (2008). Development and reliability of two core stability field tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 619-624. doi:10.1519/JSC.0b013e3181634cb4
- Cowling, E. J. & Steele, J. R. (2001). Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(4), 263-268.
- Cresswell, A. G., Oddsson, L. I. & Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental Brain Research*, 33(2), 1889-1898.

- Cross, M. (1996). Clinical terminology for describing knee instability. *Sports Medicine and Arthroscopy Reviews*, 4(4), 313-318.
- Cuğ, M., Ak, E., Özdemir, A., Korkusuz, F. & Behm, D. G. (2012). The effect of instability training on knee joint proprioception and core strength. *Journal of Sport Science and Medicine*, 11(3), 468-474.
- de Loes, M., Dahlstedt, L. J. & Thomée, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90-97. doi:10.1034/j.1600-0838.2000.010002090.x
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M. & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573-1579. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.027
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L. & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21(2), 226-237.
- Delp, S. L., Hess, W. E., Hungerford, D. S. & Jones, L. C. (1999). Variation of rotation moment arms with hip flexion. *Journal of Biomechanics*, 32(5), 493-501. doi:10.1016/s0021-9290(99)00032-9
- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S. & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sports Medicine*, 32(2), 477-483. doi:10.1177/0363546503258928
- Dempsey, A. R., Elliott, B. C., Munro, B. J., Steele, J. R. & Lloyd, D. G. (2012). Whole body kinematics and knee moments that occur during an overhead catch and landing task in sport. *Clinical Biomechanics*, 27(5), 466-474. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.12.001
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J. & Russo, K. A. (2007). The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(10), 1765-1773. doi:10.1249/mss.0b013e31812f56d1
- Deutscher Judo Bund e.V. (2017). *Spezielles Konditionstraining*. DJB Trainer Bildung. https://www.judobund.de/fileadmin/_horusdam/9746-spezielles_Konditionstraining.pdf.
- Donnelly, C. J., Lloyd, D. G., Elliott, B. C. & Reinbolt, J. A. (2012). Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: implications for ACL injury risk. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1491-1497. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.010
- Draganich, L. F. & Vahey, J. W. (1990). An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(1), 57-63. doi:10.1002/jor.1100080107
- Ebenbichler, G. R., Oddsson, L., Kollmitzer, J. & Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1889-1898. doi:10.1097/00005768-200111000-00014
- Faller, A. & Schünke, M. (2012). *Der Körper des Menschen. Einführung in Bau und Funktion*. Stuttgart: Thieme.
- Fig, G. (2005). Strength training for swimmers: training the core. *National Strength and Conditioning Association*, 27(2), 40-42.
- Fleischmann, J., Gehring, D., Mornieux, G. & Gollhofer, A. (2011). Task-specific initial impact phase adjustments in lateral jumps and lateral landings. *European Journal of Applied Physiology*, 111(9), 2327-2337. doi:10.1007/s00421-011-1861-z

- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Ohlen, G., Johnson, R. J., Peura, G. D., Beynnon, B. D. & Badger, G. J. (2001). The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(6), 1178-1184. doi:10.1016/S0736-0266(01)00057-2
- Ford, K. R., Myer, G. D. & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 35(10), 1745-1750. doi:10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9
- Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E. & Hewett, T. E. (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(1), 124-129. doi:10.1249/01.mss.0000150087.95953.c3
- Fox, A. S., Bonacci, J., McLean, S. G. & Spittle, M. S., N. (2014). What is normal? Female lower limb kinematic profiles during athletic tasks used to examine anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *Sports Medicine*, 44(6), 815-832. doi:10.1007/s40279-014-0168-8
- Frank, B., Bell, D. R., Norcross, M. F., Blackburn, J. T., Goerger, B. M. & Padua, D. A. (2013). Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *American Journal of Sports Medicine*, 41(11), 2676-2683. doi:10.1177/0363546513496625
- Fredericson, M. & Moore, T. (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle- and long-distance runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 669-689. doi:10.1016/j.pmr.2005.03.001
- Gehring, D., Melnyk, M. & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 82-87. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.07.005
- Gottlob, A. (2013). *Differenziertes Krafttraining mit Schwerpunkt Wirbelsäule*. München: Elsevier.
- Granacher, U., Schellbach, J., Klein, K., Prieske, O., Baeyens, J.-P. & Muehlbauer, T. (2014). Effects of core strength training using stable versus unstable surfaces on physical fitness in adolescents: a randomized controlled trial. *BMC Sports Science*, 6(1), 40.
- Grenier, S. G. & McGill, S. M. (2007). Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 54-62. doi:10.1016/j.apmr.2006.10.014
- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Garrick, J. G. et al. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150. doi:10.5435/00124635-200005000-00001
- Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., Demaio, M., Dick, R. W. et al. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *American Journal of Sports Medicine*, 34(9), 1512-1532. doi:10.1177/0363546506286866
- Grip, H., Tengman, E. & Hager, C. K. (2015). Dynamic knee stability estimated by finite helical axis methods during functional performance approximately twenty years after anterior cruciate ligament injury. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 1906-1914. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.04.016
- Grood, E. S. & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2), 136-144. doi:10.1115/1.3138397
- Güllich, A. (2012). Kraft und Krafttraining. Zugriff am 22.08.2019 unter: <https://www.sportbund-pfalz.de/vortraege-zum->

- download.html?file=tl_files/Ablage/SBP/Downloads/Sportmedizin_Sportwissenschaft/120926_Kraft_und_Krafttraining_Guellich_TU/Kaiserslautern.pdf
- Hammill, R. R., Beazell, J. R. & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of low back pain and core dysfunction. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(3), 449-462. doi:10.1016/j.csm.2008.02.005
- Haugen, T., Haugvad, L. & Røstad, V. (2016). Effects of core-stability training on performance and injuries in competitive athletes. *Sportscience*, 20, 1-7.
- Havens, K. L. & Sigward, S. M. (2015). Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes. *Gait Posture*, 41(1), 33-38. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.08.005
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374. doi:10.1016/s1050-6411(00)00027-4
- Hewett, T. E. (2000). Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. Strategies for intervention. *Sports Medicine*, 29(5), 313-327. doi:10.2165/00007256-200029050-00003
- Hewett, T. E., Ford, K. R., Xu, Y. Y., Khoury, J. & Myer, G. D. (2017). Effectiveness of neuromuscular training based on the neuromuscular risk profile. *American Journal of Sports Medicine*, 45(9), 2142-2147. doi:10.1177/0363546517700128
- Hewett, T. E. & Myer, G. D. (2011). The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 39(4), 161-166. doi:10.1097/JES.0b013e3182297439
- Hewett, T. E. & Myer, G. D. (2014). Prevention of knee injury in women. In C. Liebenson (Ed.), *Functional training handbook*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hewett, T. E., Myer, G. D. & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes. Part 1: mechanisms and risk factors. *American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 299-311. doi:10.1177/0363546505284183
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J. et al. (2005a). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501. doi:10.1177/0363546504269591
- Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A. & Noyes, F. R. (1996). Plyometric training in female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 765-773.
- Hewett, T. E., Torg, J. S. & Boden, B. P. (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine*, 43(6), 417-422. doi:10.1136/bjsm.2009.059162
- Hewett, T. E., Zazulak, B. T., Myer, G. D. & Ford, K. R. (2005b). A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 347-350. doi:10.1136/bjsm.2005.018572
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A. & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine*, 38(12), 995-1008. doi:10.2165/00007256-200838120-00004
- Hill, J. & Leiszler, M. (2011). Review and role of plyometrics and core rehabilitation in competitive sport. *Current Sports Medicine Reports*, 10(6), 345-351. doi:10.1249/JSR.0b013e31823b3b94

- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640-2650.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132-142. doi:10.1093/ptj/77.2.132
- Homan, K. J., Norcross, M. F., Goerger, B. M., Prentice, W. E. & Blackburn, J. T. (2013). The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2), 411-415. doi:10.1016/j.jelekin.2012.11.009
- Hoshikawa, Y., Iida, T., Muramatsu, M., Ii, N., Nakajima, Y., Chumank, K. & Kanehisa, H. (2013). Effects of stabilization training on trunk muscularity and physical performances in youth soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(11), 3142-3149. doi:10.1519/JSC.0b013e31828bed36
- Houck, J. R., Duncan, A. & De Haven, K. E. (2006). Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait Posture*, 24(3), 314-322. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.10.005
- Howard, J., Granacher, U. & Behm, D. G. (2015). Trunk extensor fatigue decreases jump height similarly under stable and unstable conditions with experienced jumpers. *European Journal of Applied Physiology*, 115(2), 285-294. doi:10.1007/s00421-014-3011-x
- Howard, J. S., Fazio, M. A., Mattacola, C. G., Uhl, T. L. & Jacobs, C. A. (2011). Structure, sex, and strength and knee and hip kinematics during landing. *Journal of Athletic Training*, 46(4), 376-385. doi:10.4085/1062-6050-46.4.376
- Hughes, G. (2014). A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *Research Sports Medicine*, 22(2), 193-212. doi:10.1080/15438627.2014.881821
- Hughes, G. & Dally, N. (2015). Gender difference in lower limb muscle activity during landing and rapid change of direction. *Science & Sports*, 30(3), 163-168. doi:https://doi.org/10.1016/j.scispo.2015.02.009
- Huston, L. J. & Wojtys, E. M. (1996). Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(4), 427-436. doi:10.1177/036354659602400405
- Hüter-Becker, A. & Dölken, M. (2011). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Stuttgart: Thieme.
- Huxel Bliven, K. C. & Anderson, B. E. (2013). Core stability training for injury prevention. *Sports Health*, 5(6), 514-522. doi:10.1177/1941738113481200
- Iida, Y., Kanehisa, H., Inaba, Y. & Nakazawa, K. (2012). Role of the coordinated activities of trunk and lower limb muscles during the landing-to-jump movement. *European Journal of Applied Physiology*, 112(6), 2223-2232. doi:10.1007/s00421-011-2199-2
- Imai, A. & Kaneoka, K. (2016). The relationship between trunk endurance planktests and athletic performance tests in adolescent soccer players. *The international Journal of Sports Physical Therapy*, 11(5), 719-724.
- Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y. & Shiraki, H. (2016). Immediate effects of different trunk exercise programs on jump performance. *International Journal of Sports Medicine*, 37(3), 197-201. doi:10.1055/s-0035-1559714
- Imwalle, L. E., Myer, G. D., Ford, K. R. & Hewett, T. E. (2009). Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: a possible link to

- noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8), 2223-2230. doi:10.1519/JSC.0b013e3181bc1a02
- Inaba, Y., Yoshioka, S., Iida, Y., Hay, D. C. & Fukashiro, S. (2013). A biomechanical study of side steps at different distances. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(3), 336-345.
- Ireland, M. L. (1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 150-154.
- Jamison, S. T., McNally, M. P., Schmitt, L. C. & Chaudhari, A. M. (2013). The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: implications for ACL injury. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2236-2241. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.06.021
- Jamison, S. T., McNeilan, R. J., Young, G. S., Givens, D. L., Best, T. M. & Chaudhari, A. M. (2012a). Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 44(10), 1924-1934. doi:10.1249/MSS.0b013e31825a2f61
- Jamison, S. T., Pan, X. & Chaudhari, A. M. (2012b). Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *Journal of Biomechanics*, 45(11), 1881-1885. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.05.031
- Jones, P. A., Herrington, L. C., Munro, A. G. & Graham-Smith, P. (2014). Is there a relationship between landing, cutting, and pivoting tasks in terms of the characteristics of dynamic valgus? *American Journal of Sports Medicine*, 42(9), 2095-2102. doi:10.1177/0363546514539446
- Kagaya, Y., Fujii, Y. & Nishizono, H. (2015). Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. *Journal of Sport and Health Science*, 4(2), 182-187. doi:10.1016/j.jshs.2013.08.002
- Khayambashi, K., Ghoddosi, N., Straub, R. K. & Powers, C. M. (2016). Hip muscle strength predicts noncontact anterior cruciate ligament injury in male and female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 355-361. doi:10.1177/0363546515616237
- Kibler, W. B., Press, J. & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198. doi:10.2165/00007256-200636030-00001
- Konrad, P. (2011). EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie. Zugriff am unter: <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf>
- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G. & Krosshaug, T. (2014). Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. *British Journal of Sports Medicine*, 48(9), 779-783. doi:10.1136/bjsports-2012-091370
- Kristianslund, E. & Krosshaug, T. (2013). Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *American Journal of Sports Medicine*, 41(3), 684-688. doi:10.1177/0363546512472043
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., Hewett, T. E. et al. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359-367. doi:10.1177/0363546506293899
- Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K. M., Myklebust, G., Andersen, T. E. et al. (2016). The vertical drop jump is a poor screening test for ACL injuries in female elite soccer and handball players: a prospective cohort study of 710

- athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 44(4), 874-883. doi:10.1177/0363546515625048
- Krudwig, W. K. (2000). Situation der Arthroskopie in Deutschland. *Arthroskopie*, 13(4), 191-193.
- Krüger-Franke, M. (2016). Das Kniegelenk. In M. Engelhardt (Ed.), *Sportverletzungen. Diagnose, Management und Begleitmaßnahmen*. (S. 315-331). München: Elsevier.
- Kujala, U. M., Taimela, S., Antti-Poika, I., Orava, S., Tuominen, R. & Myllynen, P. (1995). Acute injuries in soccer, ice hockey, volleyball, basketball, judo, and karate: analysis of national registry data. *British Medicine Journal*, 311(7018), 1465-1468. doi:10.1136/bmj.311.7018.1465
- Leardini, A., Belvedere, C., Nardini, F., Sancisi, N., Conconi, M. & Parenti-Castelli, V. (2017). Kinematic models of lower limb joints for musculo-skeletal modelling and optimization in gait analysis. *Journal of Biomechanics*, 62, 77-86. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.04.029
- Leardini, A., Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C. & Benedetti, M. G. (2011). Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 562-571. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U. & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3: soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture*, 21(2), 212-225. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.05.002
- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R. & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*, 26(4), 560-571. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.018
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T. & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934. doi:10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3
- Lewis, C. L., Foch, E., Luko, M. M., Loverro, K. L. & Khuu, A. (2015). Differences in lower extremity and trunk kinematics between single leg squat and step down tasks. *PLoS One*, 10(5), e0126258. doi:10.1371/journal.pone.0126258
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B. & Woo, S. L.-Y. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 395-400. doi:10.1016/s0021-9290(98)00181-x
- Lloyd, D. G. & Buchanan, T. S. (2001). Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics*, 34(10), 1257-1267.
- Lohmander, L. S., Englund, P. M., Dahl, L. L. & Roos, E. M. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1756-1769. doi:10.1177/0363546507307396
- Majewski, M., Susanne, H. & Klaus, S. (2006). Epidemiology of athletic knee injuries: a 10-year study. *Knee*, 13(3), 184-188. doi:10.1016/j.knee.2006.01.005
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M. S., M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A. M. & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 930-935. doi:DOI 10.1002/jor.1100130618
- Martini, F. H., Timmons, M. J. & Tallitsch, R. B. (2012). *Anatomie*. München: Pearson.
- McCurdy, K., Walker, J., Saxe, J. & Woods, J. (2012). The effect of short-term resistance training on hip and knee kinematics during vertical drop jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1257-1264. doi:10.1519/JSC.0b013e31824f2386

- McGill, S. M., Childs, A. & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 941-944. doi:10.1016/s0003-9993(99)90087-4
- McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N. & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359. doi:10.1016/s1050-6411(03)00043-9
- McLean, S. G., Fellin, R. E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A. & Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(3), 502-514. doi:10.1249/mss.0b013e3180d47f0
- McLean, S. G., Huang, X., Su, A. & Van Den Bogert, A. J. (2004). Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics*, 19(8), 828-838. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.06.006
- McLean, S. G., Huang, X. & van den Bogert, A. J. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20(8), 863-870. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.05.007
- McLean, S. G., Lipfert, S. W. & Van Den Bogert, A. J. (2004). Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 1008-1016. doi:10.1249/01.mss.0000128180.51443.83
- Menche, N. (2016). *Biologie. Anatomie. Physiologie*. München: Elsevier.
- Merletti, R. (1999). Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 3-4.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H. & Toh, S. (2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 20(4), 414-418. doi:10.1016/j.arthro.2004.01.007
- Mok, K. M., Petushek, E. & Krosshaug, T. (2016). Reliability of knee biomechanics during a vertical drop jump in elite female athletes. *Gait Posture*, 46, 173-178. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.03.003
- Morgan, K. D., Donnelly, C. J. & Reinbolt, J. A. (2014). Elevated gastrocnemius forces compensate for decreased hamstrings forces during the weight-acceptance phase of single-leg jump landing: implications for anterior cruciate ligament injury risk. *Journal of Biomechanics*, 47(13), 3295-3302. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.08.016
- Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P. & Gollhofer, A. (2014a). Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of Sport Science*, 32(13), 1255-1262. doi:10.1080/02640414.2013.876508
- Mornieux, G., Gehring, D., Tokuno, C., Gollhofer, A. & Taube, W. (2014b). Changes in leg kinematics in response to unpredictability in lateral jump execution. *European Journal of Sport Science*, 14(7), 678-685. doi:10.1080/17461391.2014.894577
- Mornieux, G., Weltin, E., Friedman, C., Pauls, M., Forsythe, S. & Gollhofer, A. (2017a). *Influence of a core stability training program on trunk control and knee joint loading during cutting manoeuvres*. Paper presented at the 17ème Congrès International ACAPS.
- Mornieux, G., Weltin, E., Friedman, C., Pauls, M., Forsythe, S. & Gollhofer, A. (2019). Influence of a functional core stability program on trunk and knee joint biomechanics in female athletes during lateral movements. *The Journal of Strength & Conditioning Research, Publish Ahead of Print*. doi:10.1519/JSC.0000000000003212
- Mornieux, G., Weltin, E., Pauls, M., Rott, F. & Gollhofer, A. (2017b). Influence of a full body compression suit on trunk positioning and knee joint mechanics during lateral

- movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 33(4), 261-267. doi:10.1123/jab.2016-0061
- Munro, A., Herrington, L. & Comfort, P. (2012). Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. *Physical Therapy in Sport*, 13(4), 259-264. doi:10.1016/j.ptsp.2012.01.005
- Myer, G. D., Brent, J. L., Ford, K. R. & Hewett, T. E. (2008). A pilot study to determine the effect of trunk and hip focused neuromuscular training on hip and knee isokinetic strength. *British Journal of Sports Medicine*, 42(7), 614-619. doi:10.1136/bjsm.2007.046086
- Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Liu, C., Nick, T. G. & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(1), 3-8. doi:10.1097/JSM.0b013e318190bddb
- Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L. & Hewett, T. E. (2006). The effect of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 345-353.
- Myer, G. D., Ford, K. R. & Hewett, T. E. (2004). Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 352-364.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Palumbo, J. P. & Hewett, T. E. (2005). Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 51-60. doi:10.1519/13643.1
- Myklebust, G. & Bahr, R. (2005). Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *British Journal of Sports Medicine*, 39(3), 127-131. doi:10.1136/bjsm.2004.010900
- Nagano, Y., Ida, H., Akai, M. & Fukubayashi, T. (2009). Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *Knee*, 16(2), 153-158. doi:10.1016/j.knee.2008.10.012
- Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L. & Okada, T. (2008). The relationship between core stability and performance in division I football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1750-1754. doi:10.1519/JSC.0b013e3181874564
- Newton, R. U., Young, W. B., Kraemer, W. J. & Byrne, C. (2001). Effects of drop jump height and technique on ground reaction force with possible implication for injury. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 10(2), 83-93. doi:10.1080/15438620109512099
- Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D., Fleckenstein, C., Walsh, C. & West, J. (2005). The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 33(2), 197-207. doi:10.1177/0363546504266484
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012. doi:10.1177/0363546503261724
- Olson, T. J., Chebny, C., Willson, J. D., Kernozek, T. W. & Straker, J. S. (2011). Comparison of 2D and 3D kinematic changes during a single leg step down following neuromuscular training. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 93-99. doi:10.1016/j.ptsp.2010.10.002

- Padua, D. A., Carcia, C. R., Arnold, B. L. & Granata, K. P. (2005). Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *Journal of motor behavior*, 37(2), 111-125. doi:10.3200/JMBR.37.2.111-126
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I: Function, dysfunction, adaption, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383-389.
- Pappas, E., Nightingale, E. J., Simic, M., Ford, K. R., Hewett, T. E. & Myer, G. D. (2014). Do exercises used in injury prevention programmes modify cutting task biomechanics? A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(10), 673-680. doi:10.1136/bjsports-2014-093796
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B. & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968-1978. doi:10.1177/0363546510376053
- Patla, A. E., Adkin, A. & Ballard, T. (1999). Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Experimental Brain Research*, 129(4), 629-634.
- Pauls, M. (2014). *Einfluss einer sportlichen Kompressionsbekleidung auf die mechanische Kopplung zwischen Oberkörper und Knie während lateralen Bewegungen*. (Masterarbeit), Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg.
- Pauls, M. (2020). Neuromuscular trunk control influences biomechanical indicators of knee stability. In F. Dela, E. Müller & E. Tsolakidis (Eds.), *Book of Abstracts of the 25th Annual Congress of the European College of Sport Science* (144-145).
- Pauls, M., Fröhlich, M. & Güllich, A. (2019). Effect of hip muscle strength on the relationship of dynamic trunk control and knee joint stability. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49(Suppl 1), 6.
- Peters, A., Galna, B., Sangeux, M., Morris, M. & Baker, R. (2010). Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait Posture*, 31(1), 1-8. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.004
- Petersen, W., Forkel, P., Achtnich, A., Metzlaß, S. & Zantop, T. (2012). Verletzungen des vorderen Kreuzbandes: von der Prävention zur Therapie. *Orthopädische und Unfallchirurgische Zeitschrift*, 1(6), 232-243. doi:10.3238/oup.2012.0232-0243
- Petersen, W., Rosenbaum, D. & Raschke, M. (2005). Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei weiblichen Athleten. Teil 1: Epidemiologie, Verletzungsmechanismen und Ursachen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56(6), 150-156.
- Petersen, W. & Zantop, T. (2009). Bandverletzungen des Kniegelenks. *Trauma und Berufskrankheit*, 11(S3), 296-306. doi:10.1007/s10039-009-1513-2
- Pollard, C. D., Sigward, S. M. & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, 25(2), 142-146. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.10.005
- Pollard, C. D., Stearns, K. M., Hayes, A. T. & Heiderscheit, B. C. (2015). Altered lower extremity movement variability in female soccer players during side-step cutting after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, 43(2), 460-465. doi:10.1177/0363546514560153
- Prieske, O., Muehlbauer, T. & Granacher, U. (2016). The role of trunk muscle strength for physical fitness and athletic performance in trained individuals: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 46(3), 401-419. doi:10.1007/s40279-015-0426-4

- Prieske, O., Muehlbauer, T., Krueger, T., Kibele, A., Behm, D. G. & Granacher, U. (2015). Role of the trunk during drop jumps on stable and unstable surfaces. *European Journal of Applied Physiology*, 115(1), 139-146. doi:10.1007/s00421-014-3004-9
- Prieske, O., Muehlbauer, T., Mueller, S., Krueger, T., Kibele, A., Behm, D. G. & Granacher, U. (2013). Effects of surface instability on neuromuscular performance during drop jumps and landings. *European Journal of Applied Physiology*, 113(12), 2943-2951. doi:10.1007/s00421-013-2724-6
- Qualisys. (2015). Qualisys track manager - QTM. Motion capture software for tracking all kind of movements. Zugriff unter http://content.qualisys.com/2015/10/PI_QTM.pdf
- Qualisys. (2017, 28.02.2017). *Qualisys track manager. User manual*. Schweden.
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B., Myer, G. D. & Lloyd, R. S. (2016). Neuromuscular risk factors for knee and ankle ligament injuries in male youth soccer players. *Sports Medicine*, 46(8), 1059-1066. doi:10.1007/s40279-016-0479-z
- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D. & Hewett, T. E. (2012). The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures: a systematic review. *Sports Medicine*, 42(8), 697-706. doi:10.2165/11633450-000000000-00000
- Reeves, N. P., Narendra, K. S. & Cholewicki, J. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics*, 22(3), 266-274. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.11.011
- Renström, P., Arms, S. W., Stanwyck, T. S., Johnson, R. J. & Pope, M. H. (1986). Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 83-87.
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynnon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T. et al. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 394-412. doi:10.1136/bjsm.2008.048934
- Richard, H. A. & Kullmer, G. (2013). *Biomechanik. Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*. Wiesbaden: Springer.
- Richards, J. G. (1999). The measurement of human motion: a comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18(5), 589-602.
- Richardson, C., Jull, G., Hides, J. & Hodges, P. (1999). *Therapeutic exercise for spinal stabilization in low back pain*. London: Churchill Livingstone.
- Richter, L. (2009). *Funktionelle Stabilität des Kniegelenkes nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes an Fußballspielern. Eine Studie zur Entwicklung eines praxisgerechten Diagnoseverfahrens zur Verlaufskontrolle bewegungstherapeutischer Maßnahmen*. (PhD), Universität Leipzig, Leipzig.
- Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M. & Ingersoll, C. D. (2006). Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 166-171.
- Schmidtgen, O. (2016). *Einfluss verschiedener Kraftfähigkeiten und neuromuskulärer Ansteuerung auf die Kniegelenksstabilität bei Plant-and-Cut-Bewegungen mit Handballspielern*. (Masterarbeit), Technische Universität Kaiserslautern, Kaiserslautern.
- Schmitt, K.-U., Niederer, P. F., Cronin, D. S., Muser, M. H. & Walz, F. (2014). *Trauma-Biomechanik. Einführung in die Biomechanik von Verletzungen*. Berlin Heidelberg: Springer.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. (2007). *Prometheus. LernAtlas der Anatomie*. Stuttgart: Thieme.

- Schwameder, H., Alt, W., Gollhofer, A. & Stein, T. (2013). Struktur sportlicher Bewegung - Sportbiomechanik. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Sport. Das Lehrbuch für das Sportstudium* (S. 123-170). Berlin Heidelberg: Springer.
- Shinkle, J., Nesser, T. W., Demchak, T. J. & McMannus, D. M. (2012). Effect of core strength on the measure of power in the extremities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 373-380. doi:10.1519/JSC.0b013e31822600e5
- Shirey, M., Hurlbutt, M., Johansen, N., King, G. W., Wilkinson, S. G. & Hoover, D. J. (2012). The influence of core musculature engagement on hip and knee kinematics in woman during a dingle leg squat. *The international Journal of Sports Physical Therapy*, 7(1), 1-12.
- Silfies, S. P., Ebaugh, D., Pontillo, M. & Butowicz, C. M. (2015). Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(5), 360-368. doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0108
- Smith, B. E., Littlewood, C. & May, S. (2014). An update of stabilisation exercises for low back pain: a systematic review with meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 1-21. doi:10.1186/1471-2474-15-416
- Smith, H. C., Vacek, P., Johnson, R. J., Slauterbeck, J. R., Hashemi, J., Shultz, S. & Beynnon, B. D. (2012). Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature. Part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health*, 4(1), 69-78. doi:10.1177/1941738111428281
- Smith, J. A., Popovich, J. M. & Kulig, K. (2014). The influence of hip strength on lower-limb, pelvis, and trunk kinematics and coordination patterns during walking and hopping in healthy women. *Journal of Orthopadic & Sports Physical Therapy*, 44(7), 525-531. doi:10.2519/jospt.2014.5028
- Sorenson, B., Kernozek, T. W., Willson, J. D., Ragan, R. & Hove, J. (2015). Two- and three-dimensional relationships between knee and hip kinematic motion analysis: single-leg drop-jump landings. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 24(4), 363-372. doi:10.1123/jsr.2014-0206
- Speckmann, E.-J. & Wittkowski, W. (2004). *Bau und Funktion des menschlichen Körpers*. München: Elsevier.
- Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Grazia Benedetti, M. & Cappello, A. (2000). Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1479-1487. doi:10.1016/s0021-9290(00)00093-2
- Stålbom, M., Holm, D. J., Cronin, J. B. & Keogh, J. W. L. (2007). Reliability of kinematics and kinetics associated with horizontal single leg drop jump assessment. A brief report. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6, 261-264.
- Stanton, R., Reaburn, P. R. & Humphries, B. (2004). The effect of short-term swiss ball training on core stability and running economy. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 522-528. doi:10.1519/1533-4287(2004)18<522:teossb>2.0.co;2
- Steffen, K., Nilstad, A., Kristianslund, E. K., Myklebust, G., Bahr, R. & Krosshaug, T. (2016). Association between lower extremity muscle strength and noncontact ACL injuries. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 48(11), 2082-2089. doi:10.1249/MSS.0000000000001014
- Stuber, K. J., Bruno, P., Sajko, S. & Hayden, J. A. (2014). Core stability exercises for low back pain in athletes: a systematic review of the literature. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 24(6), 448-456. doi:10.1097/JSM.0000000000000081
- Sugimoto, D., Alentorn-Geli, E., Mendiguchia, J., Samuelsson, K., Karlsson, J. & Myer, G. D. (2015). Biomechanical and neuromuscular characteristics of male athletes:

- implications for the development of anterior cruciate ligament injury prevention programs. *Sports Medicine*, 45(6), 809-822. doi:10.1007/s40279-015-0311-1
- Sugimoto, D., Myer, G. D., Foss, K. D. & Hewett, T. E. (2014). Specific exercise effects of preventive neuromuscular training intervention on anterior cruciate ligament injury risk reduction in young females: meta-analysis and subgroup analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 282-289. doi:10.1136/bjsports-2014-093461
- Suzuki, H., Omori, G., Uematsu, D., Nishino, K. & Endo, N. (2015). The influence of hip strength on knee kinematics during single-legged medial drop landing among competitive collegiate basketball players. *The international Journal of Sports Physical Therapy*, 10(5), 592-601.
- Tate, J., Suckut, T., Wages, J., Lyles, H. & Perrin, B. (2017). The associations between hip strength and hip kinematics during a single leg hop in recreational athletes post ACL reconstruction compared to healthy controls. *The international Journal of Sports Physical Therapy*, 12(3), 341-351.
- Thomas, A. C., McLean, S. G. & Palmieri-Smith, R. M. (2010). Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(2), 159-170. doi:10.1123/jab.26.2.159
- Thomas, A. C., Palmieri-Smith, R. M. & McLean, S. G. (2011). Isolated hip and ankle fatigue are unlikely risk factors for anterior cruciate ligament injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(3), 359-368. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.01076.x
- Thorborg, K., Petersen, J., Magnusson, S. P. & Holmich, P. (2010). Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(3), 493-501. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00958.x
- Tse, M. A., McManus, A. M. & Masters, R. S. (2005). Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 547-552. doi:10.1519/15424.1
- Valerius, K.-P., Frank, A., Kolster, B. C., Hamilton, C., Alejandre-Lafont, E. & Kreutzer, R. (2014). *Das Muskelbuch. Anatomie. Untersuchung. Bewegung*. Berlin: KVM.
- Vasseljen, O., Unsgaard-Tondel, M., Westad, C. & Mork, P. J. (2012). Effect of core stability exercises on feed-forward activation of deep abdominal muscles in chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(13), 1101-1108. doi:10.1097/BRS.0b013e318241377c
- Voelker, B. (2013). Biomechanik und Bewegungslehre. In A. Hüter-Becker & M. Dölken (Hrsg.), *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre* (S. 3-63). Stuttgart: Thieme.
- Wagner, M. & Schabus, R. (1982). *Funktionelle Anatomie des Kniegelenks*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Walden, M., Atroshi, I., Magnusson, H., Wagner, P. & Hagglund, M. (2012). Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players: cluster randomised controlled trial. *BMJ*, 344, e3042. doi:10.1136/bmj.e3042
- Wang, L. I. & Peng, H. T. (2014). Biomechanical comparisons of single- and double-legged drop jumps with changes in crop height. *International Journal of Sports Medicine*, 35(06), 522-527. doi:10.1055/s-0033-1345133
- Weinhandl, J. T., Earl-Boehm, J. E., Ebersole, K. T., Huddleston, W. E., Armstrong, B. S. & O'Connor, K. M. (2014). Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting. *Clinical Biomechanics*, 29(7), 752-759. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.05.013

- Weltin, E., Gollhofer, A. & Mornieux, G. (2014). Effect of gender on trunk and pelvis control during lateral movements with perturbed landing. *European Journal of Sport Science*, 16(2), 182-189. doi:10.1080/17461391.2014.992478
- Weltin, E., Gollhofer, A. & Mornieux, G. (2017). Effects of perturbation or plyometric training on core control and knee joint loading in women during lateral movements. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(3), 299-308. doi:10.1111/sms.12657
- Weltin, E., Mornieux, G. & Gollhofer, A. (2015). Influence of gender on trunk and lower limb biomechanics during lateral movements. *Research in Sports Medicine*, 23(3), 265-277. doi:10.1080/15438627.2015.1040915
- White, A. A. & Panjabi, M. M. (1978). *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia Toronto: J.B. Lippencott Company.
- Whyte, E. F., Richter, C., O'Connor, S. & Moran, K. A. (2018). Effects of a dynamic core stability programme on the biomechanics of cutting manoeuvres: a randomised controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(2), 452-462. doi:10.1111/sms.12931
- Wieben, K. & Falkenberg, B. (2008). *Muskelfunktion. Prüfung und klinische Bedeutung*. Stuttgart: Thieme.
- Williams, G. N., Chmielewski, T., Rudolph, K., Buchanan, T. S. & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(10), 546-566. doi:10.2519/jospt.2001.31.10.546
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L. & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316-325. doi:10.5435/00124635-200509000-00005
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- Wirhed, R. (2001). *Sportanatomie und Bewegungslehre*. Stuttgart: Schattauer.
- Wirth, K., Hartmann, H., Mickel, C., Szilvas, E., Keiner, M. & Sander, A. (2017). Core stability in athletes: a critical analysis of current guidelines. *Sports Medicine*, 47(3), 401-414. doi:10.1007/s40279-016-0597-7
- Wojtys, E., Wylie, B. B. & Huston, L. J. (1996). The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 615-621. doi:10.1177/036354659602400509
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M. et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548.
- Yu, B. & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41 Suppl 1, i47-i51. doi:10.1136/bjsm.2007.037192
- Zangerl, C. (2019). *Dynamische Kniestabilität - Ihre Variation unter verschiedenen Belastungen, ihr Zusammenhang mit der Biomechanik des Hüftgelenks und Effekte von Trainingsinterventionen*. (Doktorarbeit), Technische Universität Kaiserslautern, unveröffentlicht.
- Zantop, T., Herbort, M., Raschke, M. J., Fu, F. H. & Petersen, W. (2007). The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 223-227. doi:10.1177/0363546506294571

- Zantop, T., Petersen, W., Sekiya, J. K., Musahl, V. & Fu, F. H. (2006). Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 14(10), 982-992. doi:10.1007/s00167-006-0076-z
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B. & Cholewicki, J. (2007a). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130. doi:10.1177/0363546507301585
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B. & Cholewicki, J. (2007b). The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 368-373. doi:10.1177/0363546506297909
- Zebis, M. K., Andersen, L. L., Bencke, J., Kjaer, M. & Aagaard, P. (2009). Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *American Journal of Sports Medicine*, 37(10), 1967-1973. doi:10.1177/0363546509335000

Anhang

Aufnahmefrequenzen

Tab. 45. Aufnahmefrequenzen nach Studien, Bewegungsaufgabe und Messverfahren

Studie	Bewegung	Kamerasystem	Frequenz (Hz)	Kraftmessplatte	Frequenz (Hz)	Butterworth-Filter (Hz)
Vorliegende Studie	DJ, EBS, SJ	6 Typ Oqus 500 + 2 Typ Oqus 510+ (Qualisys, Gothenburg, Sweden)	175	40 x 60 cm, Bertec Corporation, Columbus, Ohio, USA	1200	15
Fleischmann et al., 2011	seitliche Sprünge (DVZ), seitl. Landungen	12 Kameras (VICON Motion Systems Ltd. Oxford, UK)	200	OR-6-7-2000; Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA	1000	-
Ford et al., 2003	landing	8 Eagle cameras (Motion Analysis Corporation, USA)	240	2 AMTI	1200	9
Iida et al., 2012	landing-to-jump movement	k.A. Hawk Digital System (Motion Analysis Corporation, USA)	200	Type 9281B; Kistler, Switzerland	1000	8
Inaba et al., 2013	Sidestep (versch. Weiten 20-100 % d. Körpergröße)	7 HAWK Digital System (Motion Analysis Corporation, USA)	200	9281B, Kistler, Switzerland	1000	6
Jones et al., 2014	landing, cutting (90°) & pivot (180°)	10 Qualisys ProReflex (Qualisys, Gothenburg, Sweden)	240	AMTI (model no. 600900) Advanced Mechanical Technology Inc	1200	12
Kristianslund & Krosshaug, 2014	Sidestep cutting & DJ	8 ProReflex (Qualisys, Gothenburg, Sweden)	240	AMTI, Watertown, Massachusetts	960	15

Tab. 45. Fortsetzung

Studie	Bewegung	Kamerasystem	Frequenz (Hz)	Kraftmessplatte	Frequenz (Hz)	Butterworth-Filter (Hz)
Lewis et al., 2015	single leg quat & stepdown task	10 Vicon MX-T20 (Vicon Motion Systems Ltd, Centennial, CO)	100	-	-	6
Olson et al., 2011	single leg stepdown (vgl. 2D mit 3D)	8 (Motion Analysis Corporation, USA)	240	-	-	12
Paterno et al., 2010	DJ (31 cm)	10 Eagle cameras (Motion Analysis Corporation, USA)	240	AMTI, Watertown, Massachusetts	1200	12
Pollard et al., 2015	sidestep cutting	8 Vicon (Oxford Metrics Ltd)	250	Advanced Mechanical Technologies Inc	1500	12
Tate, 2017	single leg hop	8 (Vicon Motion Systems, Centennial, CO)	240	2 Bertec Corporation, Columbus, Ohio, USA	960	8

Ablaufprotokoll

ABLAUFPROTOKOLL

1. Anbringen EMG für Mm. glutei medius und maximus, M. adductor magnus
 - Bekleidung
 - Präparation der verbleibenden EMG-Stellen
2. Aufwärmen
 - Seilspringen 30 s
 - Hopselauf 30 s
 - Armkreisen 30 s
 - Side-steps (3 Wdh., dann Richtungswechsel) 30 s
 - Bestimmung der individuellen max. Sprungweite (SW_{max}) für laterale Sprünge
3. Erhebung F_{max} bei Abduktion, Außenrotation, Adduktion, Innenrotation
 - Probeversuch / Gewöhnung
 - Je 3 Messungen mit mind. 30 s Pause
4. Anbringen EMG mit Qualitätskontrolle
5. Messung Beinstreckerkette: Messung F_{max} ; 3 x mit mind. 30 s Pause
6. Anbringen EMG M. erector spinae und M. rectus abdominis
7. Kleben der Marker
 - Statische Aufnahme
8. Abnehmen der statischen Marker
9. Demonstrationssprünge / Probesprünge: Gewöhnung
10. Je 3 Sprünge:
 - Drop Jump (DJ):
 - Beidbeinig: Fallhöhe 24 cm – 32cm – 40 cm; (BB_24, BB_32, BB_40)
 - Einbeinig: Fallhöhe 0 cm – 15 cm – 30 cm; (EB_00, EB_15, EB_30)
 - Landung (EBS):
 - Einbeinig: Fallhöhe 0 cm – 15 cm – 30 cm; (EBS_00, EBS_15, EBS_30)
 - Side Jump (SJ):
 - 3 Anlaufschritte (17 Sohlenlängen):
 - Sprung mit 50 % – 70 % – 90 % SW_{max} ; (SJ_50, SJ_70, SJ_90)
 - Drop Jump (DJ) auf instabilem Untergrund
 - Beidbeinig: Fallhöhe 24 cm – 32cm – 40 cm; (BB_IS_24, BB_IS_32, BB_IS_40)
 - Einbeinig: Fallhöhe 0 cm – 15 cm – 30 cm; (EB_IS_00, EB_IS_15, EB_IS_30)
- Vorbereitung Labor:
 1. Marker auf Klebeband zuschneiden, Tapestreifen; EMG: Akkus aufgeladen
 2. Während der laufenden Kraftmessungen: Kinematik vorbereiten
(Absprunghöhen bereitstellen, Distanz kleben 50-70-90%)
Qualisys: Proband anlegen
L-Frame: Kalibrierung Raum / Kamerasystem
KMP: Kalibrierung

Abb. 47. Ablaufprotokoll der vorliegenden Studie

Korrelationen – Kniemomente und Kniestabilität

Tab. 46. Korrelationen (*r*) des Knieabduktionsmoments mit den Knieflexionsmomenten und -rotationsmomenten bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexionsmoment		Knierotationsmoment	
Knieabduktionsmoment		Korrelation (<i>r</i>)	Sig. (<i>p</i>)	Korrelation (<i>r</i>)	Sig. (<i>p</i>)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,620	< ,001	-,135	,198
	32 cm	,663	< ,001	-,369	,007
	40 cm	,694	< ,001	-,134	,199
Unilateraler Drop Jump	00 cm	,408	,003	-,415	,003
	15 cm	,513	,001	-,452	,001
	30 cm	,467	,001	-,566	< ,001
Unilaterale Landung	00 cm	,309	,022	-,585	< ,001
	15 cm	,102	,258	-,544	< ,001
	30 cm	,113	,239	-,588	< ,001
Side Jump	50 %	,334	,014	-,357	,009
	70 %	,373	,008	-,192	,111
	90 %	,365	,010	-,171	,143

Tab. 47. Korrelationen (*r*) der Knieabduktion mit den Kniemomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexionsmoment		Knieabduktionsmoment		Knierotationsmoment	
Knieabduktion		Korrelation (<i>r</i>)	Sig. (<i>p</i>)	Korrelation (<i>r</i>)	Sig. (<i>p</i>)	Korrelation (<i>r</i>)	Sig. (<i>p</i>)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,684	< ,001	,780	< ,001	,199	,103
	32 cm	,643	< ,001	,743	< ,001	,029	,426
	40 cm	,655	< ,001	,744	< ,001	,203	,099
Unilateraler Drop Jump	00 cm	,543	< ,001	,687	< ,001	-,061	,348
	15 cm	,492	< ,001	,676	< ,001	-,278	,037
	30 cm	,663	< ,001	,703	< ,001	-,210	,089
Unilaterale Landung	00 cm	,494	< ,001	,808	< ,001	-,482	,001
	15 cm	,396	,004	,732	< ,001	-,306	,023
	30 cm	,276	,039	,624	< ,001	-,168	,144
Side Jump	50 %	,219	,079	,914	< ,001	-,293	,028
	70 %	,195	,107	,889	< ,001	,013	,466
	90 %	,127	,215	,901	< ,001	,014	,466

Tab. 48. Korrelationen (r) der Knierotation mit den Kniemomenten in 3D bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexionsmoment		Knieabduktionsmoment		Knierotationsmoment	
Knierotation		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	-,253	,053	-,283	,035	,000	,499
	32 cm	-,187	,115	-,324	,017	,043	,392
	40 cm	-,182	,0124	-,322	,019	,016	,461
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,138	,188	-,152	,165	-,142	,181
	15 cm	-,011	,473	-,221	,080	,091	,284
	30 cm	-,134	,196	-,326	,016	,035	,413
Unilaterale Landung	00 cm	-,109	,243	-,573	< ,001	,213	,086
	15 cm	-,135	,193	-,391	,005	,056	,362
	30 cm	-,210	,091	-,505	< ,001	,240	,063
Side Jump	50 %	-,213	,086	-,606	< ,001	,184	,119
	70 %	-,090	,286	-,477	,001	-,225	,076
	90 %	-,141	,190	-,538	< ,001	-,272	,043

Korrelationen – Knieauslenkungen und Kniestabilität

Tab. 49. Korrelation (r) des Knieabduktionsmoments mit der Knieflexion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexion	
Knieabduktionsmoment		Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	-,207	,094
	32 cm	-,127	,209
	40 cm	-,142	,186
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,015	,462
	15 cm	-,012	,470
	30 cm	,103	,256
Unilaterale Landung	00 cm	,042	,396
	15 cm	-,158	,156
	30 cm	-,316	,021
Side Jump	50 %	-,012	,469
	70 %	,041	,396
	90 %	-,321	,020

Tab. 50. Korrelationen (r) der Knieabduktion mit der Knieflexion und -rotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexion		Knierotation	
Knieabduktion		Korrelation (r)	Sig. (p)	Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,124	,217	-,550	< ,001
	32 cm	,215	,083	-,630	< ,001
	40 cm	,212	,089	-,593	< ,001
Unilateraler Drop Jump	00 cm	,410	,003	-,600	< ,001
	15 cm	,408	,003	-,574	< ,001
	30 cm	,589	< ,001	-,564	< ,001
Unilaterale Landung	00 cm	,416	,003	-,588	< ,001
	15 cm	,357	,009	-,520	< ,001
	30 cm	,315	,021	-,650	< ,001
Side Jump	50 %	,171	,136	-,675	< ,001
	70 %	,184	,119	-,562	< ,001
	90 %	-,164	,153	-,624	< ,001

Tab. 51. Korrelationen (r) der Knierotation mit der Knieflexion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexion	
Knierotation		Korrelation (r)	Sig. (p)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	,114	,235
	32 cm	-,014	,465
	40 cm	,045	,389
Unilateraler Drop Jump	00 cm	-,144	,179
	15 cm	-,025	,436
	30 cm	-,066	,336
Unilaterale Landung	00 cm	,035	,411
	15 cm	,018	,455
	30 cm	-,063	,346
Side Jump	50 %	-,055	,363
	70 %	,202	,097
	90 %	,424	,003

Regression – Kniemomente und Kniestabilität

Tab. 52. Zusammenhang der Knieflexionsmomente und -rotationsmomente mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexionsmoment			Knierotationsmoment		
Knieabduktionsmoment		Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,439$ ($R^2_{\text{kor}} = ,410$)			ANOVA: $F(2,39) = 15,24$; $p < ,001$		
		0,30	,061	,656*	-0,58	0,30	-,234
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,583$ ($R^2_{\text{kor}} = ,562$)			ANOVA: $F(2,40) = 27,91$; $p < ,001$		
		0,31	0,05	,668*	-0,94	0,25	-,379*
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,492$ ($R^2_{\text{kor}} = ,466$)			ANOVA: $F(2,39) = 18,91$; $p < ,001$		
		0,36	0,06	,689*	-0,31	0,33	-,106
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,273$ ($R^2_{\text{kor}} = ,237$)			ANOVA: $F(2,40) = 7,53$; $p = ,002$		
		0,17	0,07	,327*	-1,00	0,41	-,337*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,330$ ($R^2_{\text{kor}} = ,296$)			ANOVA: $F(2,39) = 9,61$; $p < ,001$		
		0,21	0,08	,392*	-0,91	0,46	-,285
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,417$ ($R^2_{\text{kor}} = ,388$)			ANOVA: $F(2,40) = 14,32$; $p < ,001$		
		0,19	0,07	,327*	-1,42	0,38	-,468*

* $p < ,005$

Tab. 52. Fortsetzung

		Knieflexionsmoment			Knierotationsmoment		
Knieabduktionsmoment		Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,342$ ($R^2_{\text{kor}} = ,310$)			ANOVA: $F(2,40) = 10,41$; $p < ,001$		
		-0,00	0,10	-,003	-1,66	0,43	-,585*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,312$ ($R^2_{\text{kor}} = ,277$)			ANOVA: $F(2,40) = 9,06$; $p = ,001$		
		-0,09	0,09	-,138	-1,65	0,40	-,599*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,346$ ($R^2_{\text{kor}} = ,312$)			ANOVA: $F(2,39) = 10,31$; $p < ,001$		
		0,01	0,14	,005	-1,98	0,44	-,587*
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,380$ ($R^2_{\text{kor}} = ,330$)			ANOVA: $F(3,40) = 4,10$; $p = ,024$		
		0,22	0,15	,227	-1,18	0,70	-,265
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,150$ ($R^2_{\text{kor}} = ,107$)			ANOVA: $F(2,39) = 3,44$; $p = ,042$		
		0,38	0,17	,347*	-0,33	0,47	-,109
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,138$ ($R^2_{\text{kor}} = ,092$)			ANOVA: $F(2,38) = 3,04$; $p = ,060$		
		0,49	0,23	,344*	-0,29	0,63	-,073

* $p < ,005$

Tab. 53. Zusammenhang der Kniemomente in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexionsmoment			Knieabduktionsmoment			Knierotationsmoment		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,732$ ($R^2_{\text{kor}} = ,711$)			ANOVA: $F(3,38) = 34,62$; $p < ,001$					
		1,41	0,70	,227	8,99	1,49	,674*	8,49	2,96	,255*
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,666$ ($R^2_{\text{kor}} = ,640$)			ANOVA: $F(3,39) = 25,91$; $p < ,001$					
		0,74	0,80	,123	10,00	1,84	,778*	9,99	3,04	,315*
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,675$ ($R^2_{\text{kor}} = ,650$)			ANOVA: $F(3,38) = 26,36$; $p < ,001$					
		1,47	0,79	,238	7,37	1,55	,618*	10,27	3,25	,295*
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,629$ ($R^2_{\text{kor}} = ,601$)			ANOVA: $F(3,39) = 22,05$; $p < ,001$					
		2,07	0,65	,341*	7,99	1,36	,673*	10,61	3,80	,300*
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,558$ ($R^2_{\text{kor}} = ,523$)			ANOVA: $F(3,38) = 16,00$; $p < ,001$					
		1,06	0,72	,190	7,21	1,40	,680*	3,74	4,24	,110
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,699$ ($R^2_{\text{kor}} = ,676$)			ANOVA: $F(3,39) = 30,23$; $p < ,001$					
		2,61	0,59	,442*	6,82	1,18	,667*	9,30	3,31	,300*

* $p < ,005$

Tab. 53. Fortsetzung

		Knieflexionsmoment			Knieabduktionsmoment			Knierotationsmoment		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,732$ ($R^2_{\text{kor}} = ,712$)			ANOVA: $F(3,39) = 35,59$; $p < ,001$					
		2,43	0,71	,334*	9,22	1,18	,801*	5,35	3,74	,164
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,712$ ($R^2_{\text{kor}} = ,690$)			ANOVA: $F(3,39) = 32,13$; $p < ,001$					
		2,97	0,63	,447*	9,06	1,07	,876*	9,96	3,21	,349*
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,509$ ($R^2_{\text{kor}} = ,471$)			ANOVA: $F(3,38) = 13,15$; $p < ,001$					
		2,11	0,98	,249*	6,31	1,11	,801*	9,25	3,77	,349*
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,843$ ($R^2_{\text{kor}} = ,831$)			ANOVA: $F(3,39) = 69,85$; $p < ,001$					
		-1,14	0,86	-,094	11,66	0,86	,948*	0,38	3,93	,007
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,828$ ($R^2_{\text{kor}} = ,815$)			ANOVA: $F(3,38) = 61,06$; $p < ,001$					
		-1,63	0,98	-,123	11,66	0,88	,962*	6,26	2,59	,169*
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,873$ ($R^2_{\text{kor}} = ,863$)			ANOVA: $F(3,37) = 85,03$; $p < ,001$					
		-3,24	1,05	-,200*	11,27	0,71	,996*	5,77	2,79	,127*

* $p < ,005$

Tab. 54. Zusammenhang der Kniemomente in 3D mit der Knierotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexionsmoment			Knieabduktionsmoment			Knierotationsmoment		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,090$ ($R^2_{\text{kor}} = ,018$)			ANOVA: $F(3,38) = 1,25$; $p = ,305$			-1,12	1,88	-,123
		-1,12	1,88	-,123	-4,04	4,02	-,208	-0,46	7,96	-,009
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,117$ ($R^2_{\text{kor}} = ,049$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,73$; $p = ,178$			0,90	1,85	,106
		0,90	1,85	,106	-7,98	4,24	-,439	-5,41	7,84	-,121
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,108$ ($R^2_{\text{kor}} = ,038$)			ANOVA: $F(3,38) = 1,54$; $p = ,220$			0,72	1,84	,083
		0,72	1,84	,083	-6,42	3,59	-,385	-1,58	7,55	-,032
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,085$ ($R^2_{\text{kor}} = ,014$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,21$; $p = ,321$			-0,90	1,34	-,114
		-0,90	1,34	-,114	-3,31	2,80	-,213	-11,95	7,83	-,258
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,064$ ($R^2_{\text{kor}} = -,010$)			ANOVA: $F(3,38) = 0,86$; $p = ,471$			1,10	1,42	0,146
		1,10	1,42	0,146	-4,09	2,75	-,285	1,10	8,37	,024
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,139$ ($R^2_{\text{kor}} = ,073$)			ANOVA: $F(3,39) = 2,11$; $p = ,115$			0,10	1,30	,013
		0,10	1,30	,013	-6,13	2,62	-,456*	-8,95	7,34	-,220

* $p < ,005$

Tab. 54. Fortsetzung

		Knieflexionsmoment			Knieabduktionsmoment			Knierotationsmoment		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,351$ ($R^2_{\text{kor}} = ,301$)			ANOVA: $F(3,39) = 7,04$; $p = ,001$					
		0,04	1,55	,004	-10,97	2,56	-,682*	-8,40	8,13	-,185
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,224$ ($R^2_{\text{kor}} = ,164$)			ANOVA: $F(3,39) = 3,76$; $p = ,018$					
		-1,93	1,43	-,210	-7,83	2,43	-,547*	-12,88	7,29	-,326
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,288$ ($R^2_{\text{kor}} = -,231$)			ANOVA: $F(3,38) = 5,12$; $p = ,005$					
		-2,24	1,85	-,169	-6,86	2,09	-,555*	-4,91	7,12	-,118
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,020$ ($R^2_{\text{kor}} = -,059$)			ANOVA: $F(3,37) = 0,26$; $p = ,855$					
		-0,34	1,82	-,026	-8,00	1,82	-,613*	-2,66	8,35	-,046
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,333$ ($R^2_{\text{kor}} = ,281$)			ANOVA: $F(3,38) = 6,33$; $p = ,001$					
		0,54	2,00	,040	-6,94	1,80	-,554*	-12,35	5,27	-,322*
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,428$ ($R^2_{\text{kor}} = ,381$)			ANOVA: $F(3,37) = 9,21$; $p < ,001$					
		-0,63	2,50	-,035	-7,49	1,70	-,591*	-19,53	6,63	-,383*

* $p < ,005$

Regression – Knieauslenkungen und Kniestabilität

Tab. 55. Zusammenhang der Knieauslenkung in 3D mit dem maximalen Knieabduktionsmoment bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexion			Knieabduktion			Knierotation		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,765$ ($R^2_{\text{kor}} = ,747$)					ANOVA: $F(3,38) = 41,34$; $p < ,001$			
		-0,02	0,00	-0,02	0,00	-0,02	0,00	-0,02	0,00	-0,02
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,693$ ($R^2_{\text{kor}} = ,670$)					ANOVA: $F(3,39) = 29,38$; $p < ,001$			
		-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,695$ ($R^2_{\text{kor}} = ,671$)					ANOVA: $F(3,38) = 28,83$; $p < ,001$			
		-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,719$ ($R^2_{\text{kor}} = ,697$)					ANOVA: $F(3,39) = 33,19$; $p < ,001$			
		-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,665$ ($R^2_{\text{kor}} = ,639$)					ANOVA: $F(3,39) = 25,78$; $p < ,001$			
		-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,711$ ($R^2_{\text{kor}} = ,689$)					ANOVA: $F(3,39) = 32,01$ $p < ,001$			
		-0,04	0,01	-0,04	0,01	-0,04	0,01	-0,04	0,01	-0,04

* $p < ,005$

Tab. 55. Fortsetzung

		Knieflexion			Knieabduktion			Knierotation		
Knieabduktionsmoment		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,757$ ($R^2_{\text{kor}} = ,738$)					ANOVA: $F(3,39) = 40,53$; $p < ,001$			
		-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,748$ ($R^2_{\text{kor}} = ,729$)					ANOVA: $F(3,39) = 38,64$; $p < ,001$			
		-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03	0,01	-0,03
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,681$ ($R^2_{\text{kor}} = ,656$)					ANOVA: $F(3,38) = 27,05$; $p < ,001$			
		-0,05	0,01	-0,05	0,01	-0,05	0,01	-0,05	0,01	-0,05
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,865$ ($R^2_{\text{kor}} = ,855$)					ANOVA: $F(3,39) = 83,25$; $p < ,001$			
		-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,810$ ($R^2_{\text{kor}} = ,795$)					ANOVA: $F(3,39) = 55,38$; $p < ,001$			
		-0,01	0,01	-0,01	0,01	-0,01	0,01	-0,01	0,01	-0,01
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,855$ ($R^2_{\text{kor}} = ,844$)					ANOVA: $F(3,37) = 73,01$; $p < ,001$			
		-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02	0,01	-0,02

* $p < ,005$

Tab. 56. Zusammenhang der Knieflexion und -rotation mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexion			Knierotation		
Knieabduktion		Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,338$ ($R^2_{\text{kor}} = ,305$)			ANOVA: $F(2,39) = 9,98$; $p < ,001$		
		0,13	0,09	0,13	0,09	0,13	0,09
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,439$ ($R^2_{\text{kor}} = ,411$)			ANOVA: $F(2,40) = 15,66$; $p < ,001$		
		0,16	0,09	0,16	0,09	0,16	0,09
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,409$ ($R^2_{\text{kor}} = ,378$)			ANOVA: $F(2,39) = 13,47$; $p < ,001$		
		0,16	0,08	0,16	0,08	0,16	0,08
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,467$ ($R^2_{\text{kor}} = ,440$)			ANOVA: $F(2,40) = 17,53$; $p < ,001$		
		0,24	0,09	0,24	0,09	0,24	0,09
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,485$ ($R^2_{\text{kor}} = ,459$)			ANOVA: $F(2,40) = 18,84$; $p < ,001$		
		0,29	0,08	0,29	0,08	0,29	0,08
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,624$ ($R^2_{\text{kor}} = ,605$)			ANOVA: $F(2,40) = 33,15$; $p < ,001$		
		0,36	0,06	0,36	0,06	0,36	0,06

* $p < ,005$

Tab. 56. Fortsetzung

		Knieflexion			Knierotation		
Knieabduktion		Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,536$ ($R^2_{\text{kor}} = ,513$)			ANOVA: $F(2,40) = 23,14$; $p < ,001$		
		0,26	0,06	0,26	0,06	0,26	0,06
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,404$ ($R^2_{\text{kor}} = ,375$)			ANOVA: $F(2,40) = 13,59$; $p < ,001$		
		0,20	0,07	0,20	0,07	0,20	0,07
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,498$ ($R^2_{\text{kor}} = ,473$)			ANOVA: $F(2,39) = 19,37$; $p < ,001$		
		0,19	0,08	0,19	0,08	0,19	0,08
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,473$ ($R^2_{\text{kor}} = ,447$)			ANOVA: $F(2,40) = 17,96$; $p < ,001$		
		0,14	0,12	0,14	0,12	0,14	0,12
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,408$ ($R^2_{\text{kor}} = ,379$)			ANOVA: $F(2,40) = 13,80$; $p < ,001$		
		0,31	0,12	0,31	0,12	0,31	0,12
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,401$ ($R^2_{\text{kor}} = ,370$)			ANOVA: $F(2,38) = 12,73$; $p < ,001$		
		0,014	0,016	0,014	0,016	0,014	0,016

* $p < ,005$

Tab. 57. Zusammenhang der Knieflexion und -abduktion mit der Knierotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Knieflexion			Knieabduktion		
Knierotation		Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,337$ ($R^2_{\text{kor}} = ,303$)			ANOVA: $F(2,39) = 9,91$; $p < ,001$		
		0,19	0,13	0,19	0,13	0,19	0,13
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,412$ ($R^2_{\text{kor}} = ,383$)			ANOVA: $F(2,40) = 14,02$; $p < ,001$		
		0,14	0,14	0,14	0,14	0,14	0,14
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,382$ ($R^2_{\text{kor}} = ,350$)			ANOVA: $F(2,39) = 12,05$; $p < ,001$		
		0,16	0,12	0,16	0,12	0,16	0,12
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,373$ ($R^2_{\text{kor}} = ,341$)			ANOVA: $F(2,40) = 11,89$; $p < ,001$		
		0,17	0,13	0,17	0,13	0,17	0,13
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,383$ ($R^2_{\text{kor}} = ,352$)			ANOVA: $F(2,40) = 12,39$; $p < ,001$		
		0,25	0,14	0,25	0,14	0,25	0,14
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,426$ ($R^2_{\text{kor}} = ,398$)			ANOVA: $F(2,40) = 14,86$; $p < ,001$		
		0,35	0,13	0,35	0,13	0,35	0,13

* $p < ,005$

Tab. 57. Fortsetzung

		Knieflexion			Knieabduktion		
Knierotation		Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressionskoef- fizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,440$ ($R^2_{\text{kor}} = ,412$)			ANOVA: $F(2,40) = 15,73$; $p < ,001$		
		0,28	0,11	0,28	0,11	0,28	0,11
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,318$ ($R^2_{\text{kor}} = ,284$)			ANOVA: $F(2,40) = 9,33$; $p < ,001$		
		0,18	0,11	0,18	0,11	0,18	0,11
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,445$ ($R^2_{\text{kor}} = ,417$)			ANOVA: $F(2,39) = 15,65$; $p < ,001$		
		0,17	0,14	0,17	0,14	0,17	0,14
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,459$ ($R^2_{\text{kor}} = ,432$)			ANOVA: $F(2,40) = 16,96$; $p < ,001$		
		0,07	0,13	0,07	0,13	0,07	0,13
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,413$ ($R^2_{\text{kor}} = ,383$)			ANOVA: $F(2,40) = 14,04$; $p < ,001$		
		0,32	0,12	0,32	0,12	0,32	0,12
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,495$ ($R^2_{\text{kor}} = ,468$)			ANOVA: $F(2,38) = 18,63$; $p < ,001$		
		0,43	0,15	0,43	0,15	0,43	0,15

* $p < ,005$

Regression – Oberkörperpositionierung und Kniestabilität

Tab. 58. Zusammenhang der Oberkörperauslenkungen in 3D mit der Knieabduktion bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Oberkörperflexion			Laterale Oberkörperneigung			Oberkörperrotation		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,249$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,190$)					ANOVA: $F(3,38) = 4,21$; $p = ,011$			
		-0,41	0,12	-0,41	0,12	-0,41	0,12	-0,41	0,12	-0,41
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,051$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,022$)					ANOVA: $F(3,39) = 0,70$; $p = ,560$			
		-0,20	0,15	-0,20	0,15	-0,20	0,15	-0,20	0,15	-0,20
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,013$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,065$)					ANOVA: $F(3,38) = 0,17$; $p = ,915$			
		-0,07	0,14	-0,07	0,14	-0,07	0,14	-0,07	0,14	-0,07
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,056$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,016$)					ANOVA: $F(3,39) = 0,78$; $p = ,514$			
		-0,09	0,15	-0,09	0,15	-0,09	0,15	-0,09	0,15	-0,09
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,039$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,035$)					ANOVA: $F(3,39) = 0,53$; $p = ,665$			
		0,12	0,15	0,12	0,15	0,12	0,15	0,12	0,15	0,12
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,045$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,028$)					ANOVA: $F(3,39) = 0,61$; $p = ,611$			
		0,15	0,16	0,15	0,16	0,15	0,16	0,15	0,16	0,15

* $p < ,005$

Tab. 58. Fortsetzung

		Oberkörperflexion			Laterale Oberkörperneigung			Oberkörperrotation		
Knieabduktion		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,096$ ($R^2_{\text{korr}} = ,026$)					ANOVA: $F(3,39) = 1,38$; $p = ,264$			
		0,02	0,15	0,02	0,15	0,02	0,15	0,02	0,15	0,02
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,122$ ($R^2_{\text{korr}} = ,054$)					ANOVA: $F(3,39) = 1,80$; $p = ,163$			
		0,23	0,17	0,23	0,17	0,23	0,17	0,23	0,17	0,23
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,052$ ($R^2_{\text{korr}} = -,023$)					ANOVA: $F(3,38) = 0,69$; $p = ,564$			
		0,06	0,14	0,06	0,14	0,06	0,14	0,06	0,14	0,06
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,027$ ($R^2_{\text{korr}} = -,048$)					ANOVA: $F(3,39) = 0,36$; $p = ,786$			
		0,22	0,22	0,22	0,22	0,22	0,22	0,22	0,22	0,22
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,045$ ($R^2_{\text{korr}} = -,029$)					ANOVA: $F(3,39) = 0,61$; $p = ,612$			
		0,09	0,17	0,09	0,17	0,09	0,17	0,09	0,17	0,09
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,022$ ($R^2_{\text{korr}} = -,062$)					ANOVA: $F(3,35) = 0,26$; $p = ,853$			
		0,08	0,23	0,08	0,23	0,08	0,23	0,08	0,23	0,08

* $p < ,005$

Tab. 59. Zusammenhang der Oberkörperauslenkungen in 3D mit der Knieaußenrotation bei verschiedenen Bewegungsaufgaben und Fallhöhen bzw. Sprungweiten

		Oberkörperflexion			Laterale Oberkörperneigung			Oberkörperrotation		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Bilateraler Drop Jump	24 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,421$ ($R^2_{\text{korr}} = ,375$)			ANOVA: $F(3,38) = 1,91$; $p < ,001$					
		,659	,154	,659	,154	,659	,154	,659	,154	,659
	32 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,130$ ($R^2_{\text{korr}} = ,063$)			ANOVA: $F(3,39) = 1,94$; $p = ,139$					
		,235	,205	,235	,205	,235	,205	,235	,205	,235
	40 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,115$ ($R^2_{\text{korr}} = ,045$)			ANOVA: $F(3,38) = 1,65$; $p = ,194$					
		,194	,186	,194	,186	,194	,186	,194	,186	,194
Unilateraler Drop Jump	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,062$ ($R^2_{\text{korr}} = -,010$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,86$; $p = ,469$					
		,165	,191	,165	,191	,165	,191	,165	,191	,165
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,062$ ($R^2_{\text{korr}} = -,010$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,86$; $p = ,469$					
		,144	,199	,144	,199	,144	,199	,144	,199	,144
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,048$ ($R^2_{\text{korr}} = -,026$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,65$; $p = ,588$					
		,031	,214	,031	,214	,031	,214	,031	,214	,031

* $p < ,005$

Tab. 59. Fortsetzung

		Oberkörperflexion			Laterale Oberkörperneigung			Oberkörperrotation		
Knierotation		Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)	Regressions- koeffizient (B)	Std.-Fehler (SE B)	Beta (β)
Unilaterale Landung	00 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,019$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,057$)			ANOVA: $F(3,39) = ,249$; $p = ,862$					
		,148	,218	,148	,218	,148	,218	,148	,218	,148
	15 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,135$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,069$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,14$; $p = ,125$					
		,236	,226	,236	,226	,236	,226	,236	,226	,236
	30 cm	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,065$ ($R^2_{\text{korrr}} = -,008$)			ANOVA: $F(3,38) = 0,89$; $p = ,456$					
		,268	,223	,268	,223	,268	,223	,268	,223	,268
Side Jump	50 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,072$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,000$)			ANOVA: $F(3,39) = 0,07$; $p = ,400$					
		,301	,230	,301	,230	,301	,230	,301	,230	,301
	70 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,251$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,193$)			ANOVA: $F(3,39) = 4,36$; $p = ,010$					
		,393	,152	,393	,152	,393	,152	,393	,152	,393
	90 %	Modellzusammenfassung: $R^2 = ,218$ ($R^2_{\text{korrr}} = ,151$)			ANOVA: $F(3,35) = 3,26$; $p = ,033$					
		,381	,224	,381	,224	,381	,224	,381	,224	,381

* $p < ,005$

Wissenschaftlicher Werdegang

Zur Person

Name **Monika Pauls**
E-Mail m.pauls@sowi.uni-kl.de

Akademische Laufbahn

seit 06/2015 *Wissenschaftliche Mitarbeiterin* FG Sportwissenschaft, TU Kaiserslautern
10/2012 – 03/2015 *Master of Arts*, Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg
Studienfach: Sportwissenschaft – Bewegung und Gesundheit
02/2013 – 04/2015 *Wissenschaftliche Hilfskraft* am IfSS, ALU Freiburg
10/2008 – 03/2012 *Bachelor of Science*, Justus-Liebig-Universität, Gießen
Studienfach: Bewegung und Gesundheit
Nebenfach: Psychologie
07/2010 – 12/2010 *Auslandssemester*, University of the Sunshine Coast, Sippy Downs, QL Australien

Berufserfahrungen

seit 05/2017 Dozentin Akademie für Sport und Gesundheit, Radolfzell
Sonstige Referententätigkeit Sportbund Pfalz, Fitnesstrainerin (A-Lizenz), Sporttherapeutin, Übungsleiterin, Mentorin